

Aus der Klinik für Radiologie, Nuklearmedizin und  
Physikalische Therapie im Klinikum Steglitz  
der Freien Universität Berlin  
Wissenschaftliche Einrichtung 10  
Abteilung Strahlentherapie

---

OBERFLÄCHENTHERMOMETRIE DER HAUT MIT  
THERMOELEMENT, THERMISTOR, THERMOVISION  
UND TEMPERATURMESSFARBEN

INAUGURAL-DISSERTATION

zur

Erlangung der Medizinischen Doktorwürde

an den

Medizinischen Fachbereichen der Freien Universität Berlin

vorgelegt von

Udo Flesch

aus Berlin

Berlin 1974

1977

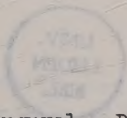






Aus der  
Klinik für Radiologie, Nuklearmedizin und  
Physikalische Therapie im Klinikum Steglitz  
der Freien Universität Berlin  
Wissenschaftliche Einrichtung 10  
Abteilung Strahlentherapie

Oberflächenthermometrie der Haut mit  
Thermoelement, Thermistor, Thermovision  
und Temperaturmeßfarben



Inaugural - Dissertation  
zur  
Erlangung der Medizinischen Doktorwürde  
an den Medizinischen Fachbereichen  
der Freien Universität Berlin

vorgelegt von  
Udo F l e s c h  
aus Berlin

B e r l i n 1 9 7 4

Referent : Prof. Dr. med. Helmut Ernst  
Korreferent : Prof. Dr. med. Dr. rer. nat. Ulrich Hegel



Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen  
Fachbereiche der Freien Universität Berlin

Promoviert am 23.12.1977

# Inhaltsverzeichnis

Seite

## 1. Einleitung

|                                                      |   |
|------------------------------------------------------|---|
| 1.1 Die Körpertemperatur des Menschen .....          | 3 |
| 1.2 Die Hautoberflächentemperatur des Menschen ..... | 5 |
| 1.3 Ziel der Arbeit .....                            | 8 |

## 2. Theorie zur Hauttemperatur

|                                                                                                               |    |
|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| 2.1 Der Wärmeaustausch des Körpers mit der Umgebung ...                                                       | 10 |
| 2.2 Temperaturverteilung im Organismus .....                                                                  | 13 |
| 2.3 Übertragung der Wärme durch Wärmeleitung .....                                                            | 18 |
| 2.4 Übertragung der Wärme durch Wärmestrahlung .....                                                          | 22 |
| 2.5 Übertragung der Wärme durch Verdunstung .....                                                             | 24 |
| 2.6 Die Hautoberflächentemperatur bei Berücksichtigung<br>der Wärmeleitung, Wärmestrahlung und Verdunstung .. | 26 |
| 2.7 Einfluß einer heißen Ader unter der Haut auf die<br>Hautoberflächentemperatur .....                       | 27 |

## 3. Das Hautmodell

|                                              |    |
|----------------------------------------------|----|
| 3.1 Aufbau des Hautmodells .....             | 30 |
| 3.2 Betrieb des Hautmodells im Versuch ..... | 35 |

## 4. Apparatur und Meßtechnik

|                                                                                                               |    |
|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| 4.1 Meßgerät zur direkten Messung der Hautoberflächen-<br>temperatur mit Thermoelementen und Thermistoren ... | 37 |
| 4.2 Meßgerät zur indirekten Messung der Hautoberflächen-<br>temperatur durch die Wärmestrahlung .....         | 44 |
| 4.3 Kunststoffolie mit Temperaturmeßfarben .....                                                              | 46 |
| 4.4 Temperierbäder .....                                                                                      | 46 |
| 4.5 Versuchsaufbau .....                                                                                      | 47 |

## 5. Messungen

|                                                                                                                                                       |    |
|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| 5.1 Vergleich der direkten Messung der Hautoberflächen-<br>temperatur mit der indirekten in vivo .....                                                | 48 |
| 5.2 Grenzen der Erkennbarkeit einer heißen Ader unter<br>frisch exzidierter menschlicher Haut im Vergleich<br>mit den verschiedenen Meßmethoden ..... | 51 |

|                                                                                                                                                      | Seite |
|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-------|
| 5.3 Grenzen der Erkennbarkeit von zwei heißen Adern unter frisch exzidiierter menschlicher Haut im Vergleich mit den verschiedenen Meßmethoden ..... | 57    |
| 5.4 Vergleichende Messung der Hautoberflächentemperatur von frisch exzidiierter Schweinehaut mit einer heißen Ader im Unterhautfettgewebe .....      | 63    |
| 5.5 Diagnostische Möglichkeiten der Messung der Hautoberflächentemperatur mit der Thermofolie im Vergleich zur Thermovision .....                    | 67    |
| <u>6. Auswertung und Diskussion der Meßergebnisse</u>                                                                                                |       |
| 6.1 Die Erkennbarkeit von heißen und kalten Stellen in Abhängigkeit von der Tiefe unter der Hautoberfläche                                           | 71    |
| 6.2 Auflösung von zwei heißen Stellen .....                                                                                                          | 75    |
| 6.3 Kritik und Ausblick .....                                                                                                                        | 76    |
| <u>7. Anwendungen für die klinische Diagnostik</u>                                                                                                   |       |
| 7.1 Temperaturverlauf im Körper des Menschen nach Thron                                                                                              | 79    |
| 7.2 Grenzen der Erkennbarkeit von heißen und kalten Stellen unter der Haut in vivo .....                                                             | 82    |
| 7.3 Untersuchungsbedingungen für die optimale Erkennbarkeit von heißen und kalten Stellen unter der Haut in vivo .....                               | 84    |
| 7.3.1 Heiße Stellen .....                                                                                                                            | 84    |
| 7.3.2 Kalte Stellen .....                                                                                                                            | 84    |
| <u>8. Zusammenfassung</u> .....                                                                                                                      | 86    |
| <u>9. Abstract und Thesaurus</u> .....                                                                                                               | 88    |
| <u>10. Literaturverzeichnis</u> .....                                                                                                                | 89    |
| <u>11. Abkürzungen und Zeichen</u> .....                                                                                                             | 94    |

## 1. Einleitung

### 1.1 Die Körpertemperatur des Menschen

Die Veränderung der Körpertemperatur des Menschen über oder unter bestimmte Grenzen ist meist pathognomonisch. Die Messung der Körpertemperatur wird deshalb seit langer Zeit zur Diagnose einer Krankheit angewendet. Soll die Körperkerntemperatur unter physiologischen Bedingungen bei schwankenden Umwelttemperaturen konstant gehalten werden - denn der Mensch ist homoiotherm - so müssen Wärmequellen vorhanden als auch die Möglichkeit gegeben sein, den Körper abzukühlen. Nach der Formulierung des zweiten Hauptsatzes der Thermodynamik von R. Clausius <sup>1)</sup> im Jahre 1850 kann die Wärme nicht von selbst aus einem kälteren in einen wärmeren Körper übergehen. Dies besagt, daß die Wärme immer vom Körper des Menschen zur Umgebung fließt, solange die Umgebungstemperatur geringer ist als die Körpertemperatur. Das Abkühlen des Körpers, das auf den Verlust der Wärme zurückzuführen ist, kann verhindert werden, indem im Körper Wärme erzeugt oder durch geeignete Isolation der Wärmefluß vom wärmeren Körper zur Umgebung verringert wird. Ist jedoch die Umgebungstemperatur höher als die Körpertemperatur, so fließt der Wärmestrom in umgekehrter Richtung. Eine Isolation kann den Wärmestrom zwar verkleinern, da jedoch auch unter Ruhebedingungen im Körper Wärme erzeugt wird, muß der Körper durch einen physikalischen Vorgang abgekühlt werden. Wärme kann der Körper auch bei erhöhter Umgebungstemperatur an die Umgebung abgeben, indem Flüssigkeit verdunstet wird. Dies setzt aber voraus, daß ein Feuchtigkeitssättigungsgefälle vom Körper des Menschen zur Umgebung existiert.

Die schwankenden Umgebungstemperaturen einerseits als auch die durch körperliche Arbeit entstehende Wärme erfordern, daß der Abfluß der Wärme ständig geregelt wird. Rezeptoren in der Peripherie und im Kern des Körpers melden die jeweilige Temperatur an das Regulationszentrum. Nach dem Vergleich mit der Solltemperatur wird je nach Bedarf im Körper Wärme erzeugt, die Durchblutung, die Hautoberfläche, die Drüsensekretion oder die körperliche Aktivität geändert.

Pathologische Prozesse können entweder den empfindlichen Regulationsvorgang der Temperatur des Körperkerns beeinflussen oder

als "hot spots" oder kalte Stellen das physiologische Temperaturmuster des Menschen verändern. Das Interesse der wissenschaftlichen Untersuchungen war zuerst gerichtet auf die vollständige Erfassung dieses physiologischen Temperaturmusters unter verschiedenen Umgebungsbedingungen sowie Erforschung der Thermodynamik und Wärmeübertragungsprozesse. Darauf aufbauend ließen sich pathologische Erscheinungen deuten, bei denen das Temperaturmuster charakteristisch verändert ist. Um diese Veränderungen genau erfassen zu können, ist es wichtig, über gute Methoden zur Temperaturmessung zu verfügen.

An grundlegenden zusammenfassenden Arbeiten sind unter vielen anderen besonders hervorzuheben die von Hardy <sup>2,3,4,5</sup>) im Jahre 1934 und 1949 und von Büttner <sup>6)</sup> im Jahre 1938. In den folgenden Jahren wurden neben den Meßmethoden auch die theoretischen Modelle weiterentwickelt, um die Meßergebnisse und damit die komplexen Wärmeprozesse und deren Veränderungen besser deuten zu können, da eine triviale Lösung nicht möglich ist.

Neben einer eigenen umfangreichen theoretischen Darstellung der Wärmeprobleme äußert sich Strunk <sup>7)</sup> im Jahre 1971 kritisch über frühere Modelle, weil seiner Ansicht nach Voraussetzungen nicht beachtet oder nicht richtig interpretiert wurden. 1972 fanden Wenger <sup>8)</sup> und Monteith <sup>9)</sup> bei Experimenten abweichende Ergebnisse zu früheren Messungen. Wie ein Beitrag von Strunk <sup>10)</sup> von 1973 mit folgenden Antworten zeigt, sind noch viele Probleme nicht geklärt.

Es scheint aber sicher zu sein, daß thermische Störungen im Temperaturmuster des menschlichen Körpers die Hautoberflächentemperatur verändern. Um pathologische Erscheinungen, die sich thermisch anders als das umgebende Gewebe verhalten (Entzündungsprozesse, Neoplasien, Nekrosen, Durchblutungsstörungen u.a.m.), rechtzeitig erkennen zu können, ist es für eine Klinik interessant zu wissen, welche thermischen Abweichungen ein kleiner Gewebsbezirk aufweisen muß, um ihn in einer bestimmten Tiefe unter der Hautoberfläche durch Veränderung des physiologischen Temperaturfeldes der Hautoberfläche mit den heutigen Methoden nachweisen zu können.

## 1.2 Die Hautoberflächentemperatur des Menschen

Da im Körper des Menschen immer mehr Wärme erzeugt wird, als zur Aufrechterhaltung des homiothermen Zustands notwendig ist, muß die Hauttemperatur kleiner sein, als die des Körpers, damit die Wärme vom Körperkern zur Hautoberfläche fließen kann. Die Körperoberfläche kann die Wärme an die Umgebung nach Hardy <sup>5)</sup> übertragen durch

1. Wärmeleitung,
2. Konvektion der umgebenden Luft,
3. Wärmestrahlung,
4. Verdunstung von Flüssigkeit.

Dabei versteht man unter Wärmeleitung den Wärmeaustausch zwischen unmittelbar benachbarten Teilchen in festen oder in unbewegt gedachten flüssigen oder gasförmigen Stoffen. Verändern die Teilchen flüssiger oder gasförmiger Stoffe ihren Platz, so übertragen sie die Wärme durch Konvektion, indem die Wärme von ihnen mitgenommen wird. Bei der Wärmestrahlung vollzieht sich der Übergang der Wärme ohne Vermittlung eines materiellen Wärmeträgers. Die Wärmestrahlung ist deshalb auch im Vakuum wirksam. Geht eine Substanz vom flüssigen in den gasförmigen Zustand über, so wird dieser Vorgang als Verdampfen bezeichnet. Wird Flüssigkeit langsam in die Luft verdampft, so spricht man von Verdunstung. Zum Überführen der Moleküle in den Dampfraum wird Wärmeenergie benötigt, die Verdampfungswärme, die die Körperoberfläche abgibt. (Vgl. Lexikon der Physik <sup>1)</sup>).

Die Hautoberflächentemperatur kann bestimmt werden, indem eine der vier Wärmeübertragungsarten gemessen wird. In der Praxis durchgesetzt hat sich nur die Ermittlung der Wärmestrahlung, um Aussagen über die Hauttemperatur zu treffen.

Andererseits kann die Hautoberflächentemperatur auch direkt gemessen werden, indem Detektoren wärmeleitend mit der Hautoberfläche verbunden werden, um die Temperatur der Hautoberfläche anzunehmen. Leicht meßbare physikalische Eigenschaften der Detektoren verändern sich in Abhängigkeit von der Temperatur.

Zur Temperaturmessung der Hautoberfläche mit Detektoren werden folgende Prinzipien verwendet:

1. Durch die Temperatur wird das Volumen bzw. der Druck von

festen, flüssigen und gasförmigen Körpern verändert.

2. Messung der Thermoelektrizität. Wie Seebeck 1821 feststellte, entsteht in einem Leiterkreis, der aus verschiedenen Metallen zusammengesetzt ist, ein Strom, falls eine Berührstelle zwischen zwei Metallen eine andere Temperatur hat. Das den Strom liefernde Metallpaar wird als Thermoelement bezeichnet.
3. Zahlreiche Halbleiter ändern ihren elektrischen Widerstand erheblich mit der Temperatur. Sie heißen allgemein Thermistoren.
4. Widerstandsthermometer aus dünnem Platindraht, gespeist mit Hochfrequenz messen wegen des Skin-Effekts nur die Temperaturänderungen einer dünnen Außenschicht und ermöglichen besonders kleine Ansprechzeiten.
5. Änderung der Resonanzfrequenz eines Quarzkristalls erlaubt Temperaturmessungen mit einer hohen thermischen Auflösung.
6. Temperaturmeßfarben ändern bei bestimmten Temperaturen ihre Farbe im Zusammenhang mit chemischen Umsetzungen oder physikalischen Strukturveränderungen. Es können mehrere Farbumschläge bei verschiedenen Temperaturen erhalten werden, die reversibel oder irreversibel sind. Die Farben werden in Form von Tabletten, Lacken, Stiften, Folien und Platten geliefert.

Molnar und Rosenbaum <sup>11)</sup> berichten über umfangreiche Messungen der Oberflächentemperatur mit Thermoelementen und geben Abweichungen von der wahren Oberflächentemperatur an. Bei Colin und Houdas <sup>12)</sup> und bei Houdas u.a. <sup>13)</sup> ist ein Hinweis zu finden, daß die Hautoberflächentemperatur mit Thermoelementen, die in kleinen Kupferplatten gehalten wurden, bestimmt worden ist; weitere Angaben dazu sind nicht vorhanden. Watmough und Oliver <sup>14)</sup> schreiben über unterschiedliche Ergebnisse bei der Messung der Hautoberflächentemperatur mit Thermoelementen und Thermistoren im Vergleich zu der der Wärmestrahlung. Die Wärmestrahlung wurde von ihnen mit der schwedischen AGA-Kamera (siehe unten) aufgenommen. Sie diskutierten außerdem den theoretischen Einfluß einer warmen Vene auf die Hautoberflächen-temperatur. In vivo und in vitro Messungen mit einem Hautthermometer, bei dem als Detektor eine Thermosäule diente, vergleicht Steketee <sup>15)</sup> mit Wärmestrahlungsmessungen. Für das Hautthermometer wird eine

Konstruktion angegeben. Sowohl Watmough und Oliver <sup>14)</sup> als auch Steketee <sup>15)</sup> berücksichtigen bei ihrer Theorie und den Messungen nur die Wärmestrahlung und nicht den Einfluß der Wärmeleitung und Verdunstung. Bei ihren Überlegungen gehen sie von dem Planckschen Strahlungsgesetz aus.

### 1.3 Ziel der Arbeit

Für eine klinische Untersuchung ist es interessant zu wissen, wie die Hautoberflächentemperatur durch eine unter der Haut gelegene heiße oder kalte Stelle, die z.B. ein maligner Tumor oder eine Nekrose sein kann, verändert wird. Denn es bedeutet für die Diagnose einer Krankheit eine Bereicherung abschätzen zu können, in welcher Größe und Tiefe unter der Haut sich solche heißen und kalten Stellen mit den heutigen Methoden durch Messung der Hauttemperatur nachweisen lassen. Dazu muß auch geklärt werden, um wieviel wärmer oder kälter als die Umgebung diese Stellen sein müssen, damit sie sicher erkennbar sind.

Bevor der Einfluß von heißen und kalten Stellen auf die Hautoberflächentemperatur studiert wird, muß man betrachten, was die verschiedenen Methoden leisten, um die Hautoberflächentemperatur zu messen. Dies läßt sich am leichtesten feststellen durch einen unmittelbaren Vergleich. An Meßmethoden standen für diese Arbeit zur Verfügung die direkte Messung der Hauttemperatur mit Thermoelementen und Thermistoren, die Messung der Wärmestrahlung der Haut im Vergleich zu einem Referenzstrahler mit der schwedischen AGA-Kamera und eine neuartige Folie mit Temperaturmeßfarben.

Es bestand die Aufgabe, die Messung der Hautoberflächentemperatur möglichst unter physiologischen Bedingungen durchzuführen, wobei die Wärmeleitung, Wärmestrahlung und Verdunstung der Haut zur Umgebung berücksichtigt und wenig beeinflusst werden sollte, um Rückwirkungen der Messung auf die Hauttemperatur zu vermeiden. Da in der Literatur unterschiedliche Ergebnisse der Messungen nach verschiedenen Methoden erwähnt werden, und Angaben über Meßfehler oft nicht vorhanden sind, wird Wert auf die Abschätzung dieser Fehler gelegt. Dabei soll falls erforderlich und möglich durch geeignete Versuchsanordnung oder Baumaßnahmen ein Meßfehler unter einer gewünschten Genauigkeit erreicht werden. Da die Meßgenauigkeit einerseits eine Funktion des Aufwandes ist und andererseits von der klinischen Seite keine Angaben vorlagen, welche Genauigkeit notwendig ist, wird die geforderte Meßgenauigkeit willkürlich auf  $\pm 0,1^{\circ}\text{C}$  festgelegt und durch Untersuchungen und Diskussion gezeigt, daß diese Festlegung sinnvoll ist.

Um den Einfluß von heißen und kalten Stellen unter der Haut auf die Hautoberflächentemperatur zu untersuchen, erschien eine

Implantation von künstlichen Wärmequellen unter die Haut des Menschen in vivo aus verständlichen Gründen nicht vertretbar. Es wird daher diese Problematik an einem geeigneten Modell untersucht. Eine gleichzeitige theoretische Betrachtung ermöglicht, Ergebnisse des Modells auf den Menschen anzuwenden. Im Modell wird möglichst frisch exzidierte menschliche Haut und Schweinehaut verwendet. Die gleichzeitige Messung einer Schweinehaut wird mit dem Ziel durchgeführt, die Ergebnisse der Messungen dieser Arbeit auf in vivo Tierexperimente zu übertragen, die späteren Untersuchungen vorbehalten sind.

Da in der letzten Zeit, wie oben erwähnt <sup>7,8,9,10)</sup>, kontroverse Meinungen vertreten wurden, ob die bisher vorliegenden Theorien auf den Menschen anwendbar oder die Aussagen der Theorien überhaupt gültig sind, wird bei der theoretischen Betrachtung von den Grundlagen der Wärmelehre ausgegangen. Sämtliche Voraussetzungen, Vereinfachungen und Näherungen sind angegeben, um eine kritische Betrachtung der modellhaften Überlegungen zu ermöglichen.

Nach dem Wissen des Autors sind die in dieser Form vorliegenden Untersuchungen in der Literatur bisher nicht beschrieben worden. Es werden Ergebnisse erhalten, die noch nicht bekannt waren.

## 2. Theorie zur Hauttemperatur

### 2.1 Der Wärmeaustausch des Körpers mit der Umgebung

Um die Temperatur einer Oberfläche der Haut ermitteln zu können, ist es notwendig, die Wärmemengen zu betrachten, die durch die Haut hindurchfließen. Im stationären Zustand der Temperatur ändert sich die Oberflächentemperatur der Haut nicht, die hinzuströmende Wärmemenge ist gleich der, die abfließt:

$$(1) \quad |\bar{Q}_{\text{zugeflossen}}| = |\bar{Q}_{\text{abgegeben}}| = |\bar{Q}|$$

$\bar{Q}$  - Wärmemenge, die in einer Zeiteinheit durch eine Flächeneinheit hindurchtritt.

Im folgenden wird angenommen, daß die Körpertemperatur des homoiothermen Lebewesens höher liegt als die Umgebungstemperatur. Der Wärmestrom wird daher auf Grund der Erfahrung immer von der höheren zur tieferen Temperatur verlaufen. Die Wärme fließt vom Körperkern auf die Hautoberfläche, und abgegeben wird sie von der Hautoberfläche an die Umgebung. Soll nun die Wärmemenge bestimmt werden, die durch die gesamte Hautoberfläche  $F$  des Körpers hindurchfließt, so muß über diese Fläche  $F$  integriert werden:

$$(2) \quad Q_1 = \iint_F (\bar{Q}, dF)$$

$F$  - Flächenelement

$Q_1$  - Wärmemenge, die in einer Zeiteinheit durch die Gesamtoberfläche  $F$  der Haut des Körpers hindurchtritt.

Nach dem Gaußschen Integralsatz läßt sich das Oberflächenintegral in ein dreifaches Integral über das eingeschlossene Volumen  $V$  darstellen:

$$(3) \quad Q_1 = \iiint_V \nabla \bar{Q} \, dv$$

$\nabla$  - Nablaoperator

$dv$  - Volumenelement

(Existenz der partiellen Ableitungen 1. Ordnung und Stetigkeit von  $\bar{Q}$  vorausgesetzt.)

Wenn der Körper nicht abkühlen soll, muß die Wärmemenge, die

durch die Oberfläche des Körpers abfließt, im Innern des Körpers erzeugt werden. Sei  $q$  die Wärmemenge, die in einer Zeit- und Volumeneinheit im Körper erzeugt wird, so ergibt sich die Gesamtwärmemenge  $Q_2$ , die im Körper in einer Zeiteinheit erzeugt wird, durch Integration über das Volumen  $V$  des Körpers:

$$(4) \quad Q_2 = \iiint_V q \, dv$$

Da vorausgesetzt war, daß der Körper sich weder erwärmen noch abkühlen soll, muß die im Körper erzeugte Wärme gleich der Wärmemenge sein, die durch die Hautoberfläche an die Umgebung abgegeben wird:

$$(5) \quad Q_1 = Q_2 \quad ,$$

oder mit Gleichung (3) und (4):

$$(6) \quad \iiint_V \nabla \cdot \vec{Q} \, dv = \iiint_V q \, dv \quad ,$$

folgt die Bilanzgleichung:

$$(7) \quad \nabla \cdot \vec{Q} = q$$

Um diese Gleichung (7) zu lösen, stellte Fourier 1822 (vgl. <sup>31)</sup>) auf Grund der Beobachtungen, daß die Wärmemenge in einem Temperaturfeld immer in Richtung des Temperaturgradienten - und zwar von der höheren zur tieferen Temperatur - fließt, den Ansatz auf:

$$(8) \quad \vec{Q}_i = - k_{ij} \partial_j T$$

Dabei ist  $T$  die absolute Temperatur und  $k$  ist eine Materialkonstante, die als Wärmeleitvermögen bezeichnet wird und richtungs- und ortsabhängig sein kann. Bei den folgenden Betrachtungen soll aber das Wärmeleitvermögen  $k$  richtungs- und ortsunabhängig sein (Körper homogen und isotrop). Falls  $k$  ortsabhängig ist, wird dies durch gesonderte Fallanalysen untersucht. Aus Gleichung (8) ergibt sich dann:

$$(9) \quad \vec{Q} = - k \nabla T \quad ,$$

und aus Gleichung (7) und (9) ergibt sich die Wärmeleitungsgleichung:

$$(10) \quad k \Delta T + q = 0 \quad (\Delta - \text{Laplacesche Operator})$$

Die Wärmemenge kann in unterschiedlichen Formen übertragen werden und zwar durch Wärmeleitung, Wärmestrahlung, Verdunstung und Konvektion (vgl. Hardy <sup>5)</sup>). Die in einer Zeiteinheit auf eine Fläche F zufließende oder von ihr abfließende Wärmemenge

|           |                |   |         |
|-----------|----------------|---|---------|
| sei durch | Wärmeleitung   | - | $Q_L$ , |
|           | Wärmestrahlung | - | $Q_R$ , |
|           | Verdunstung    | - | $Q_V$ , |
|           | Konvektion     | - | $Q_C$ . |

Werden jetzt die Wärmemengen, die vom Körperinnern auf die Hautoberfläche treffen, mit dem Index i und die von der Hautoberfläche an die äußere Umgebung abgegebenen mit dem Index a bezeichnet, so ergibt sich die allgemeine Bilanzgleichung unter stationären Temperaturverhältnissen:

$$(11) \quad \bar{Q}_L^i + \bar{Q}_R^i + \bar{Q}_V^i + \bar{Q}_C^i = \bar{Q}_L^a + \bar{Q}_R^a + \bar{Q}_V^a + \bar{Q}_C^a$$

Sicherlich wird im Innern des Körpers nichts verdunstet, und auch die Wärmestrahlung kann im Innern wegen der allgemeinen Undurchlässigkeit des Gewebes für Wärmestrahlen (vgl. Büttner <sup>6)</sup>) vernachlässigt werden, so daß sich Gleichung (11) vereinfacht:

$$(12) \quad \bar{Q}_L^i + \bar{Q}_C^i = \bar{Q}_L^a + \bar{Q}_R^a + \bar{Q}_V^a + \bar{Q}_C^a$$

Da Untersuchungen an einem Modell, das die Konvektion berücksichtigt, sehr kompliziert sind, wird die Konvektion im Innern des Körpers nicht beachtet und außen durch geeignete Maßnahmen verhindert. Es verbleibt eine reduzierte Bilanzgleichung:

$$(13) \quad \bar{Q}_L^i = \bar{Q}_L^a + \bar{Q}_R^a + \bar{Q}_V^a$$

Der Einfluß dieser Wärmeübertragungsarten (Gl. (13)) auf die Hautoberflächentemperatur wird in den folgenden Abschnitten eingehender betrachtet.

## 2.2 Temperaturverteilung im Organismus

Bevor darauf eingegangen wird, welchen Einfluss die Wärmeübertragungsarten auf die Hautoberflächentemperatur haben, ist es notwendig, die Temperaturverteilung im gesamten Organismus zu untersuchen. Da der menschliche Körper ein sehr komplexes Gebilde ist und auch erhebliche individuelle Abweichungen vorliegen können, läßt sich eine Rechnung nicht exakt durchführen. Vereinfacht faßte Burton <sup>16,17)</sup> den Gesamtorganismus als Zylinder auf und nahmen an, daß die Wärmeproduktion räumlich gleichmäßig verteilt sei. Gröber, Erk und Grigull <sup>18)</sup> und Thron <sup>19)</sup> gingen in ihrem rechnerischen Ansatz von einer Kugel aus und setzten eine kugelsymmetrische Temperaturverteilung voraus.

Da die verschiedenen Voraussetzungen unterschiedliche Ergebnisse der Temperaturverteilung im Körper liefern, wird im folgenden vergleichend dargestellt, wie die Ergebnisse bei vier verschiedenen Annahmen aussehen. Einige der Rechnungen sind schon in der Literatur beschrieben worden (vgl. 5,16,17,18,19)).

Als Voraussetzung wird der menschliche Körper einmal als Zylinder und dann als Kugel aufgefaßt. Es soll jeweils im Zentrum eine höhere Temperatur als in der Umgebung herrschen, zusätzlich soll die Wärmeproduktion im Körper gleichmäßig verteilt sein, damit die Wärmeleitungsgleichung leicht zu lösen ist. Um die Rechnung weiterhin zu vereinfachen, wird ein homogener und isotroper Körper angenommen; dann ist die Wärmeleitfähigkeit richtungs- und ortsunabhängig. Es werden nur stationäre Temperaturverhältnisse betrachtet. Dies alles dürfte aber im menschlichen Körper selten verwirklicht sein. Die tatsächlichen Verhältnisse sind daher vereinfacht worden, was bei einer späteren Diskussion zu berücksichtigen ist.

Wie aus der Theorie der Wärme ersichtlich ergibt sich aus der Bilanzgleichung und dem Fourier Ansatz die Wärmeleitungsgleichung:

$$(10) \quad k \Delta T + q = 0$$

$\Delta$  - Laplacesche Operator

$k$  - Wärmeleitvermögen

$q$  - Wärmemenge, die in einer Zeit- und Volumeneinheit erzeugt oder vernichtet wird.

$T$  - Absolute Temperatur

Wird die Temperatur von einem beliebig vorgegebenen Nullpunkt  $T_0$  aus gemessen, wobei die Beziehung gilt,

$$(14) \quad T = T_0 + \theta ,$$

so ergibt sich aus Gleichung (10):

$$(15) \quad k \Delta \theta + q = 0 ,$$

und für  $q = 0$  :

$$(16) \quad \Delta \theta = 0 .$$

Bei den folgenden Fällen liegt die Körpertemperatur höher als die Umgebungstemperatur.

1. Fall: Der Gesamtkörper sei ein Zylinder und die Wärme-  
produktion  $q = 0$  .

Aus Gleichung (16) folgt nach Darstellung in Zylinder-  
koordinaten, wobei  $r$  der jeweilige Radius des Zylinders  
ist und vorausgesetzt werden kann, daß die Temperatur-  
verteilung nur vom Radius  $r$  abhängt ( $\theta = f(r)$ ), die  
Gleichung:

$$(17) \quad \frac{\partial^2 \theta}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial \theta}{\partial r} = 0$$

Die Lösung dieser Eulerschen Differentialgleichung (17)  
lautet:

$$(18) \quad \theta(r) = \text{konst}_1 - \text{konst}_2 \ln r$$

Der Temperaturverlauf ist in der Abbildung 1 dargestellt.



Abb. 1  $\theta = f(-\ln r)$

2. Fall: Der Gesamtkörper sei ein Zylinder.

Aus Gleichung (15) folgt nach Darstellung in Zylinder-  
koordinaten, wobei  $\theta = f(r)$  ist:

$$(19) \quad \frac{\partial^2 \theta}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial \theta}{\partial r} + \frac{q}{k} = 0$$

Die Lösung dieser Eulerschen Differentialgleichung (19)

lautet:

$$(20) \quad \theta(r) = \text{konst} - \frac{1}{4} \frac{q}{k} r^2$$

Der Temperaturverlauf ist eine Parabel und in Abbildung 2 dargestellt:

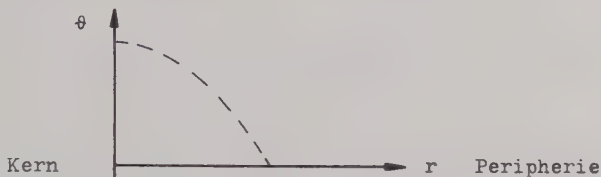


Abb. 2  $\theta = f(-\frac{1}{4} \frac{q}{k} r^2)$

3. Fall: Der Gesamtkörper sei eine Kugel und die Wärmeproduktion  $q = 0$ .

Für kugelsymmetrische Temperaturverteilung,  $\theta = f(r)$ , folgt aus Gleichung (16) nach Darstellung in Kugelkoordinaten, wobei jetzt  $r$  der jeweilige Radius der Kugel sei:

$$(21) \quad \frac{\partial^2 \theta}{\partial r^2} + \frac{2}{r} \frac{\partial \theta}{\partial r} = 0$$

Die Lösung dieser Eulerschen Differentialgleichung (21) lautet:

$$(22) \quad \theta(r) = \text{konst}_1 + \text{konst}_2 \frac{1}{r}$$

Der Temperaturverlauf ist eine Hyperbel und in Abbildung 3 dargestellt:



Abb. 3  $\theta = f(\frac{1}{r})$

4. Fall: Der Gesamtkörper sei eine Kugel.

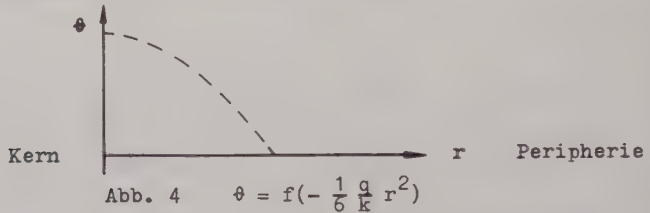
Aus Gleichung (15) folgt nach Darstellung in Kugelkoordinaten, wobei  $\theta = f(r)$  ist (vgl. Thron<sup>19)</sup>):

$$(23) \quad \frac{\partial^2 \theta}{\partial r^2} + \frac{2}{r} \frac{\partial \theta}{\partial r} + \frac{q}{k} = 0$$

Die Lösung dieser Eulerschen Differentialgleichung (23) lautet:

$$(24) \quad \theta(r) = \text{konst} - \frac{1}{6} \frac{q}{k} r^2$$

Der Temperaturverlauf ist eine Parabel und in Abbildung 4 dargestellt:



Werden die Ergebnisse dieser vier Fälle betrachtet, so fällt auf, daß sie recht unterschiedlich sind. Die Körperform und die Art der Wärmequellen hat einen erheblichen Einfluß auf den Verlauf der Temperaturverteilung.

Vergleicht man Körper, die keine Wärmequellen haben, mit denen, die Wärmequellen haben, so kann festgestellt werden, daß der Temperaturgradient bei Körpern ohne Wärmequellen im Zentrum wesentlich höher ist als in der Peripherie, während das Gegenteil bei Körpern mit Wärmequellen der Fall ist: Körper mit Wärmequellen haben im Zentrum einen geringeren Temperaturgradienten als in der Peripherie. Beides ist im menschlichen Körper verwirklicht. Fettgewebe hat wenig Wärmequellen, stoffwechselaktives Gewebe z.B. Muskelgewebe hat viele Wärmequellen. Außerdem verläuft die Temperatur im Gewebe ohne Wärmequellen in der Peripherie näherungsweise linear, im Gewebe mit Wärmequellen jedoch parabolisch. Bei einem Gewebe ohne Wärmequellen liegt in einer dickeren äußeren Schicht eine geringe Temperaturdifferenz vor, die mit der Entfernung vom Zentrum ungefähr linear abfällt. Beim Gewebe mit Wärmequellen hat der Körperkern mehr oder minder überall die gleiche Temperatur, und erst in einer dünnen Schicht am Rande des Körpers fällt die Temperatur ab.

Eine zusätzliche Wärmequelle im Körper, die als Störung aufgefaßt werden kann, wird daher im Gewebe ohne andere Wärmequellen durch Verschieben des linearen Temperaturabfalles einen größeren Einfluß auf die periphere Körpertemperatur haben als im Gewebe

mit Wärmequellen. Denn die zusätzliche Wärmequelle wird im Gewebe mit Wärmequellen, falls sie nicht in der dünnen Schicht am Rande liegt, in den warmen Kern integriert und hat wenig Einfluß auf den starken Temperaturabfall am Rande.

Um zu untersuchen, in welcher Tiefe unter der Haut im günstigsten Fall sich solche "heißen Störungen" durch Verändern der Hauttemperatur noch erkennen lassen, wird daher Gewebe genommen, das keine zusätzlichen Wärmequellen aufweist.

Weiterhin läßt sich leicht erkennen, daß der Temperaturverlauf in der Peripherie bei Gewebe mit Wärmequellen sowohl durch zusätzliche "heiße Störungen" in der dünnen Körperrandschicht als auch durch Gewebe ohne Wärmequellen beeinflußt werden kann. Also unregelmäßige Fettschichten haben auch einen erheblichen Einfluß auf die Temperaturverteilung.

Wird das Zylindermodell mit dem Kugelmodell verglichen, so zeigt es sich, falls keine Wärmequellen vorhanden sind, daß der Temperaturgradient im Kern des Zylinders größer ist als in dem der Kugel und in der Peripherie umgekehrt. Falls jedoch Wärmequellen existieren, ist der Temperaturgradient im Kern des Zylinders geringer als in dem der Kugel und umgekehrt in der Peripherie. Da die zahlenmäßigen Unterschiede nicht sehr groß sind, wird dies bei den späteren Überlegungen nicht berücksichtigt.

### 2.3 Übertragung der Wärme durch Wärmeleitung

Wie im vorhergehenden Abschnitt dargestellt, hat eine zusätzliche Wärmequelle unter der Haut im Gewebe ohne andere Wärmequellen einen größeren Einfluß auf die periphere Körpertemperatur als im Gewebe mit anderen Wärmequellen. Um Grenzen der der Erkennbarkeit, bei der solche zusätzlichen Wärmequellen die Temperatur der Hautoberfläche verändern, festzustellen, wird deshalb sinnvoller Weise ein Modell untersucht, bei dem keine weiteren Wärmequellen vorhanden sind.

Vorerst ein Modell für die Wärmeleitung von der Körperkerntemperatur zur Umgebung durch Gewebe, in dem keine Wärmequellen liegen:

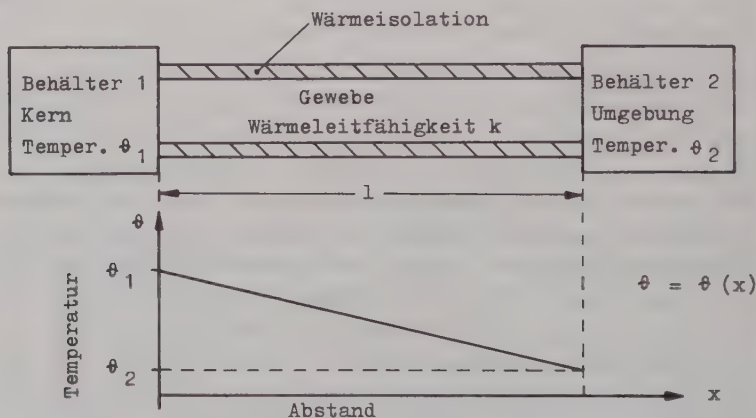


Abb. 5 Wärmeisoliertes Gewebe ohne eigene Wärmequellen verbindet zwei Behälter unterschiedlicher Temperatur.

Verbindet wärmeisoliertes Gewebe zwei Behälter, die sich auf unterschiedlichen Temperaturen befinden (siehe Abb. 5), so fließt die Wärme vom Behälter 1 mit der höheren Temperatur  $\vartheta_1$  zum Behälter 2 mit der niedrigeren Temperatur  $\vartheta_2$ . Da dies ein ein-dimensionales Problem ist, vereinfacht sich Gleichung (16) zu:

$$(25) \quad \frac{\partial^2 \vartheta}{\partial x^2} = 0$$

Die Lösung dieser Differentialgleichung ist eine Gerade:

$$(26) \quad \theta(x) = \text{konst}_1 + \text{konst}_2 x$$

Bei Berücksichtigung der Randbedingungen ergibt sich dann, wobei  $l$  die Länge der Gewebsschicht bedeutet:

$$(27) \quad \theta(x) = \theta_1 - \frac{\theta_1 - \theta_2}{l} x$$

Der Verlauf der Temperatur ist in der Abbildung 5 widergegeben.

Ein ähnlicher linearer Temperaturabfall wurde für die Peripherie eines Zylinders ohne Wärmequellen gefunden (vgl. Abb. 1). Solange keine Wärmequellen vorhanden sind, ist es daher in guter Näherung zulässig, eine Fett-Haut-Luftschicht als wärmeleitende Schicht zu betrachten, die den einen Behälter auf Körperkerntemperatur mit dem der Umgebung auf Zimmertemperatur verbindet. Eine gesonderte Wärmeisolierung ist nicht erforderlich, da angenommen werden kann, daß die seitlich an die Umgebung abgegebene Wärmemenge gleich der Wärmemenge ist, die von der seitlichen Umgebung aufgenommen wird. Das Modell der Abbildung 5 verändert sich für eine Fett-Haut-Luftschicht dann wie folgt:

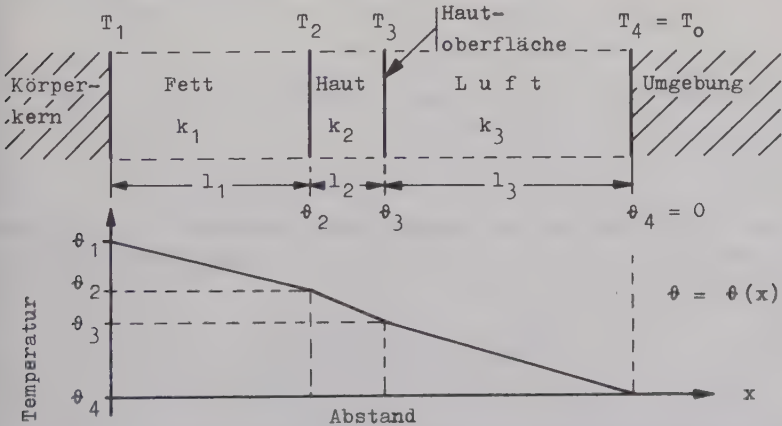


Abb. 6 Eine Fett-Haut-Luftschicht verbindet wärmeleitend den Körperkern mit der Umgebung.

Falls die Wärmemenge, die vom Körperkern in die Fett-Haut-Luftschicht eindringt, genauso groß ist wie die, die aus dieser Schicht in die Umgebung übergeht, stellt sich ein stationäres Temperaturfeld ein. Die Übergangsschicht vom Fett zur Haut hat

die Temperatur  $\theta_2$  und von der Haut zur Luft, die Hautoberfläche, die Temperatur  $\theta_3$ . Zwischen  $\theta_1$  und  $\theta_2$  bzw.  $\theta_2$  und  $\theta_3$ ,  $\theta_3$  und  $\theta_4$  fällt die Temperatur gemäß Gleichung (27) linear ab (vgl. Abb. 6).

Die Wärmemenge, die in einer Zeiteinheit durch eine Flächeneinheit dieser Fett-Haut-Luftschicht hindurchgeht, ergibt sich aus dem eindimensional vereinfachten Fourierschen Ansatz (vgl. Gl. (9)):

$$(28) \quad \bar{Q} = -k \frac{dT}{dx}$$

und damit für das in Abbildung 6 dargestellte Modell:

$$(29) \quad \bar{Q}_{L1} = k_1 \frac{\theta_1 - \theta_2}{l_1} = \bar{Q}_{L1}^i$$

und

$$(30) \quad \bar{Q}_{L2} = k_2 \frac{\theta_2 - \theta_3}{l_2} = \bar{Q}_{L2}^i$$

und

$$(31) \quad \bar{Q}_{L3} = k_3 \frac{\theta_3 - \theta_4}{l_3} = k_3 \frac{\theta_3}{l_3} = \bar{Q}_L^a,$$

da  $\theta_4 = 0$  gewählt wurde. Es ist

$$(32) \quad \bar{Q}_{L1} = \bar{Q}_{L2}$$

und für den Fall, daß die Hautoberfläche keine Wärme durch Verdunsten oder Strahlung abgibt:

$$(33) \quad \bar{Q}_{L1} = \bar{Q}_{L2} = \bar{Q}_{L3}$$

Dann ergibt sich nach der Rechnung durch Einsetzen der Werte von Gleichung (29,30,31) für die Hautoberflächentemperatur  $\theta_3$  die Gleichung, wobei  $l_3 \neq 0$  ist:

$$(34) \quad \theta_3 = \frac{\theta_1}{1 + \frac{l_1 k_3}{l_3 k_1} + \frac{l_2 k_3}{l_3 k_2}}$$

oder näherungsweise, da  $l_2 \ll l_3$  und  $k_3 \ll k_2$ :

$$(35) \quad \theta_3 = \frac{\theta_1}{1 + \frac{l_1 k_3}{l_3 k_1}}$$

Berechnung der Wärmemenge  $\bar{Q}_L^a$  an einem Beispiel:

Es sei  $\theta_3 = 10 \text{ K}$  und  $l_3 = 5 \text{ cm}$ .

Das Wärmeleitvermögen der Luft bei  $20^{\circ}\text{C}$  beträgt nach  
Kohlrausch <sup>20)</sup>

$$\kappa_3 = 0,026 \text{ W m}^{-1} \text{ K}^{-1}$$

Damit ergibt sich nach Gleichung (31) für  $\bar{Q}_L^a$  :

$$(36) \quad \bar{Q}_L^a = 5,2 \text{ W m}^{-2}$$

## 2.4 Übertragung der Wärme durch Wärmestrahlung

Über die Wärmestrahlung der Haut existiert eine umfangreiche Literatur. Es ist daher zweckmäßig, nur auf eine Auswahl der Literatur, die für diese Arbeit bekannt sein sollte, einzugehen und das Wesentliche kurz **zusammengefaßt** darzustellen.

Ein Bericht über die Messung der Wärmestrahlung der menschlichen Haut und ihre klinische Bedeutung ist schon 1924 bei Cobet <sup>21)</sup> zu finden. Im Jahre 1934 beschrieb Hardy <sup>2,3,4)</sup> ausführlich ein Messinstrument zur Messung der Oberflächentemperatur der Haut durch die Strahlung, verglich die Strahlungsmessung mit anderen Methoden und gab an, daß die menschliche Haut sich wie ein "schwarzer Strahler" verhält. Eine Zusammenfassung sowie Erweiterung und ausführliche Abhandlung auch anderer Wärmeübergangsarten und Angaben über die Transparenz der Haut ist zu finden bei Büttner <sup>6)</sup>. Daß die Eigenschaft der Haut, sich wie ein "schwarzer Strahler" zu verhalten, im Wellenlängenbereich von 1 - 20  $\mu\text{m}$  (Infrarot) nicht von der Pigmentierung der Haut abhängt, erwähnte Hardy <sup>5)</sup> 1949. Das Transmissions- und Reflexionsvermögen der Haut wurde von Hardy <sup>22)</sup> im Jahre 1956 und von Mitchell u.a. <sup>23)</sup> 1967 beschrieben. Über Messungen mit dem Infrarot-Strahlungsthermometer der Firma Heimann GmbH, Wiesbaden, das im Infrarotbereich von 2 - 20  $\mu\text{m}$  empfindlich ist und mit dem zwei schwarze Körper von der Temperaturdifferenz  $\theta = 0,05 \text{ K}$  unterschieden werden können, berichten Collins und Ring <sup>24)</sup>. Anwendungen der Thermovision mit der schwedischen AGA-Kamera der Firma AGA Lidingö, Schweden, in der Medizin (Spektralbereich 2 - 5,6  $\mu\text{m}$ ), mit der zwei schwarze Körper von der Temperaturdifferenz  $\theta = 0,2 \text{ K}$  unterschieden werden können, beschreiben Notter und Melander <sup>25)</sup> und Mallner <sup>26)</sup>. Shapiro <sup>27)</sup> untersuchte geeignete Infrarot-Detektoren für solche Kameras. Ergebnisse von Messungen des spektralen Emissionsvermögens von weißer, schwarzer und sonnenverbrannter Haut im Infrarotbereich von 1 - 14  $\mu\text{m}$  teilt Steketee <sup>15)</sup> mit und erwähnt in einer weiteren Arbeit <sup>28)</sup> einen interessanten Effekt der Transmission auf die Temperaturmessungen der Haut.

Wegen der allgemeinen Undurchlässigkeit des Gewebes für Wärmestrahlen (vgl. Büttner <sup>6)</sup>) gibt die Hautoberfläche Strahlungswärme nur zur äußeren Umgebung ab. Die von einer Flächeneinheit

der Hautoberfläche in einer Zeiteinheit abgegebene Wärmemenge wird beschrieben durch das Stefan-Boltzmannsche Gesetz (vgl. <sup>31)</sup>):

$$(37) \quad \bar{Q}_R^a \text{ abgegeben} = \sigma T_3^4$$

$\sigma$  - Strahlungskonstante des Stefan-Boltzmannschen Gesetzes.

Nach Kohlrausch <sup>20)</sup> hat die Strahlungskonstante die Größe:

$$(38) \quad \sigma = 5,669 \cdot 10^{-8} \text{ W m}^{-2} \text{ K}^{-4}$$

$T$  - absolute Temperatur;  $T_3$  - Temperatur Hautoberfläche.

Die umgebende Wand des Raumes, die die Temperatur  $T_4$  haben möge und als schwarzer Strahler gedacht wird, gibt aber auch Strahlungswärme ab. So empfängt die Hautoberfläche die Wärmemenge von der Umgebung, wenn zwischen den zwei einander zustrahlenden Flächen vollkommene Symmetrie herrschen möge:

$$(39) \quad \bar{Q}_R^a \text{ aufgenommen} = \sigma T_4^4$$

Als Bilanz des Wärmemengenverlustes der Hautoberfläche an die Umgebung bleibt dann:

$$(40) \quad \bar{Q}_R^a = \bar{Q}_R^a \text{ abgegeben} - \bar{Q}_R^a \text{ aufgenommen} = \sigma (T_3^4 - T_4^4)$$

Mit der Beziehung nach Gleichung (14)

$$T_3 = T_0 + \theta_3$$

und der Wahl von  $T_4 = T_0$  folgt aus Gleichung (40):

$$(41) \quad \bar{Q}_R^a = \sigma \{ (T_0 + \theta_3)^4 - T_0^4 \}$$

Da  $\theta_3 \ll T_0$ , ergibt sich in 1. Näherung:

$$(42) \quad \bar{Q}_R^a = 4 \sigma T_0^3 \theta_3$$

und mit der Abkürzung

$$(43) \quad h = 4 \sigma T_0^3$$

bleibt dann:

$$(44) \quad \bar{Q}_R^a = h \theta_3$$

Berechnung der Wärmemenge  $\bar{Q}_R^a$  an einem Beispiel:

Es sei  $\theta_3 = 10 \text{ K}$  und die Zimmertemperatur  $22^\circ \text{C}$  und somit ungefähr  $T_0 = 295 \text{ K}$ . Es folgt:

$$(45) \quad h = 5,82 \text{ W m}^{-2} \text{ K}^{-1} \quad \text{und} \quad (46) \quad \bar{Q}_R^a = 58,2 \text{ W m}^{-2}$$

## 2.5 Übertragung der Wärme durch Verdunstung

Der Wärmeverlust der Hautoberfläche durch Verdunsten von Schweiß ist stark abhängig von den äußeren Bedingungen und den individuellen Eigenschaften des betreffenden Menschen. Eine zusammenfassende Übersicht über Arbeiten des Wärme- und Wasserverlustes der Haut durch Verdunstung ist schon im Jahre 1938 bei Büttner <sup>6)</sup> zu finden. In neuerer Zeit fanden Snellen u.a. <sup>29)</sup> durch direkte kalorische Messungen das kalorische Äquivalent für 1 g Schweiß zu  $43,3 \text{ W min g}^{-1}$  und stellten fest, daß dieser Wert unabhängig von der herrschenden Lufttemperatur und -feuchtigkeit sei. Den höheren Wert als <sup>für</sup> Wasser konnten sie nicht erklären. Daß die Umgebungstemperatur und die relative Luftfeuchtigkeit keinen Einfluß auf die Verdampfungswärme von Schweiß haben, bestätigte 1972 Wenger <sup>8)</sup>, gab aber an, für die Verdunstungswärme den gleichen Wert wie für Wasser bei  $30^\circ\text{C}$  gefunden zu haben, nämlich  $2426 \text{ W s g}^{-1} = 40,4 \text{ W min g}^{-1}$ . Daß verschiedene Hautgebiete bei dem gleichen Individuum unterschiedliche Verdunstung aufweisen und daß damit auch die Hauttemperatur bei dem gleichen Menschen an vielen Stellen des Körpers anders durch Verdunsten geregelt wird, berichten Houdas u.a. <sup>13)</sup>. Bei Monteith <sup>9)</sup> wird die Verdunstungswärme bei  $0^\circ\text{C}$  mit  $2501 \text{ W s g}^{-1}$  und bei  $40^\circ\text{C}$  mit  $2406 \text{ W s g}^{-1}$  angegeben; außerdem sind dort kritische Bemerkungen zu den in der Literatur abweichenden Werten zu finden. Über die Verdunstungsrate in Abhängigkeit von dem Verhältnis Körperoberfläche zu Gewicht berichten Shvartz u.a. <sup>30)</sup>.

Nach Bergmann-Schäfer <sup>31)</sup> ergibt sich für die in einer Zeiteinheit von einer Fläche abgegebenen Wärmemenge:

$$(47) \quad Q_V^a = m\lambda + mc(\vartheta_3 - \vartheta_4) \quad ,$$

wobei  $m$  die Masse der Flüssigkeit, die in einer Zeiteinheit verdampft wird,  $\lambda$  die spezifische Verdampfungswärme bei der Temperatur  $\vartheta_3$  und  $c$  die spezifische Wärmekapazität der Flüssigkeit sind.

Wegen der geringen Temperaturdifferenz des Körpers zur Umgebung kann der 2. Summand von Gleichung (47) vernachlässigt werden. Es folgt dann auf eine Flächeneinheit bezogen:

$$(48) \quad \bar{Q}_V^a = \bar{m} \lambda \quad ,$$

wobei  $\bar{m}$  die Masse Flüssigkeit ist, die in einer Zeiteinheit von einer Flächeneinheit der Haut verdunstet wird.

Berechnung der Wärmemenge  $\bar{Q}_V^a$  an einem Beispiel:

Nach Ganong <sup>32)</sup> beträgt die Perspiratio insensibilis  $50 \text{ g h}^{-1}$  und die Körperoberfläche  $1,9 \text{ m}^2$ . Wenger <sup>8)</sup> fand für die Verdampfungswärme von Schweiß bzw. Wasser bei  $30^\circ\text{C}$  die Größe

$$\lambda = 2426 \text{ W s g}^{-1} \quad .$$

Somit ergibt sich:

$$\bar{m} = 0,73 \text{ g s}^{-1} \text{ m}^{-2}$$

und

$$(49) \quad \bar{Q}_V^a = 17,7 \text{ W m}^{-2} \quad .$$

## 2.6 Die Hautoberflächentemperatur bei Berücksichtigung der Wärmeleitung, Wärmestrahlung und Verdunstung

Aus der reduzierten Bilanzgleichung (13) ergibt sich für das Modell nach Abbildung 6 mit den Gleichungen (29,30,31,44,48):

$$(50) \quad \bar{Q}_{L1}^i = \bar{Q}_{L2}^i = \bar{Q}_L^a + \bar{Q}_R^a + \bar{Q}_V^a$$

oder

$$(51) \quad \frac{k_1}{l_1} (\theta_1 - \theta_2) = \frac{k_2}{l_2} (\theta_2 - \theta_3) = \frac{k_3}{l_3} \theta_3 + h\theta_3 + \bar{m}\lambda$$

Um die Hautoberflächentemperatur  $\theta_3$  zu ermitteln, wird die Gleichung (51) nach  $\theta_3$  aufgelöst und  $\theta_2$  eliminiert. Es folgt:

$$(52) \quad \theta_3 = \frac{\theta_1 - \bar{m}\lambda \left( \frac{l_1}{k_1} + \frac{l_2}{k_2} \right)}{1 + \left( \frac{l_1}{k_1} + \frac{l_2}{k_2} \right) \left( \frac{k_3}{l_3} + h \right)}$$

oder mit der Abkürzung  $u = \frac{1}{k}$

$$(53) \quad \theta_3 = \frac{\theta_1 - \bar{m}\lambda (u_1 + u_2)}{1 + (u_1 + u_2) \left( \frac{1}{u_3} + h \right)}$$

Die Gesamtwärmemenge, die in einer Zeiteinheit von einer Flächeneinheit der Hautoberfläche bei Berücksichtigung von Wärmeleitung, -strahlung und Verdunstung an die Umgebung abgegeben wird, läßt sich aus den Beispielen von Gleichung (36,46,49) errechnen:

$$(54) \quad \bar{Q}_L^a + \bar{Q}_R^a + \bar{Q}_V^a = 81,1 \text{ W m}^{-2}$$

Die abgegebenen Wärmemengen verhalten sich zueinander:

$$(55) \quad \bar{Q}_R^a : \bar{Q}_V^a : \bar{Q}_L^a = 1 : 0,30 : 0,09$$

## 2.7 Einfluß einer heißen Ader unter der Haut auf die Hautoberflächentemperatur

Unmittelbar unter der Haut befindet sich eine Ader, die wärmer ist als das umgebende Gewebe. Eine ähnliche Überlegung ist zu finden bei Watmough und Oliver <sup>14)</sup>. Sie gingen jedoch in ihrer theoretischen Diskussion vom Planckschen Strahlungsgesetz aus und benutzten zur Lösung den Ansatz von Dreyfus <sup>33)</sup>; Wärmeleitung und Verdunstung von Schweiß wurde nicht berücksichtigt. Das Temperaturfeld in der Nähe der Ader wird vorwiegend durch diese Ader bestimmt. Für ein Modell sei  $k_1 = k_2$  und  $l_1 + l_2 = 1$ . Dann verändert sich das Modell der Abbildung 6 folgendermaßen:

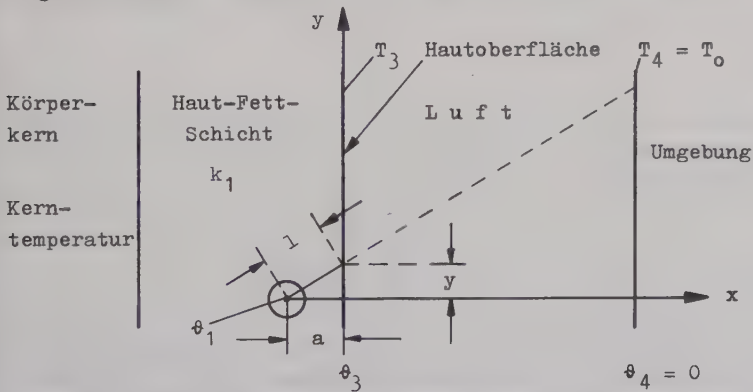


Abb. 7 Eine Ader mit der Temperatur  $\theta_1$  befindet sich in der Tiefe  $a$  unter der Hautoberfläche.

Wenn die Temperatur der Ader nur gering von der Umgebung abweicht, kann die Ader als Störung aufgefaßt werden, die ein vorhandenes Temperaturfeld verändert und das in der Nähe der Ader vorwiegend beeinflusst. Um die Rechnung so einfach wie nur möglich zu gestalten, sei weiterhin vorausgesetzt, daß der Abstand der Ader zur Haut wesentlich kleiner sei als der zur Kerntemperatur, so daß der Einfluß der Kerntemperatur auf das Temperaturfeld der unmittelbaren Umgebung der Ader vernachlässigt werden kann. Das umgebende Gewebe kann zwar die Temperatur der Ader verändern, bei der Überlegung wird jedoch davon ausgegangen, wie die veränderte Temperatur der Ader - die Temperatur der Ader im Gewebe im stationären Zustand - ein Temperaturfeld erzeugt.

Da das Wärmeleitvermögen der Luft (vgl. 20))  $k_3 = 0,026 \text{ W m}^{-1} \text{ K}^{-1}$  ist und  $l_3 = 0,05 \text{ m}$  gewählt wird, ist das Verhältnis

$$\frac{k_3}{l_3} = 0,52 \text{ W m}^{-2} \text{ K}^{-1}$$

und somit wesentlich kleiner als  $h = 5,82 \text{ W m}^{-2} \text{ K}^{-1}$  (vgl. Gl.(45)) Gleichung (52) vereinfacht sich dann zu:

$$(56) \quad \theta_3 = \frac{\theta_1 - \bar{m} \lambda \frac{1}{k_1}}{1 + \frac{1}{k_1} h}$$

Weiterhin möge der Temperaturabfall von der Ader zu einem Punkt, der auf der Hautoberfläche liegt und den Abstand  $y$  von der Projektionslinie der Ader auf die Hautoberfläche hat (vgl. Abb. 7), linear verlaufen. Es gilt

$$(57) \quad l = \sqrt{a^2 + y^2}$$

Eingesetzt in Gleichung (56) ergibt sich für das Temperaturfeld der Hautoberfläche in der Nähe der Projektionslinie der Ader auf die Hautoberfläche die Beziehung:

$$(58) \quad \theta_3 = \frac{\theta_1 - \frac{\bar{m} \lambda}{k_1} \sqrt{a^2 + y^2}}{1 + \frac{h}{k_1} \sqrt{a^2 + y^2}}$$

Eine Berechtigung für die vielen Näherungen ist endgültig nur dadurch gegeben, daß Theorie und Experiment innerhalb der Messfehler übereinstimmen. Das Modell ist sicherlich eine schlechte Näherung, falls die warme Ader tiefer unter der Haut liegt und in die Nähe der Kerntemperatur kommt, und nur anwendbar für das Temperaturfeld der Hautoberfläche in unmittelbarer Nähe der Projektionslinie der Ader auf die Hautoberfläche.

Für den Temperaturgradienten folgt aus Gleichung (58):

$$(59) \quad \frac{d\theta_3(y)}{dy} = - \frac{y (\theta_1 h + \bar{m} \lambda)}{k_1 \sqrt{a^2 + y^2} (1 + \frac{h}{k_1} \sqrt{a^2 + y^2})^2}$$

Der Temperaturgradient wird absolut gesehen größer und damit die Darstellung der Ader durch das Temperaturfeld der Hautoberfläche

besser, wenn die Temperaturdifferenz der Ader zur Umgebung höher ist und die Haut durch Verdunsten zusätzlich abgekühlt wird, indem man z.B. Alkohol auf die Haut aufträgt. Andererseits verringert sich der Temperaturgradient je tiefer die Ader unter der Haut liegt und je weiter der Abstand von der Projektionslinie der Ader auf die Hautoberfläche ist, Ergebnisse, die mit der Erfahrung sehr gut übereinstimmen.

### 3. Das Hautmodell

#### 3.1 Aufbau des Hautmodells

Im Abschnitt 2.2 - die Temperaturverteilung im Organismus - wurde dargestellt, daß sich eine heiße Stelle unter der Haut am besten im Gewebe erkennen läßt, in dem keine weiteren Wärmequellen vorhanden sind. Um festzustellen, wie heiß diese Stelle sein muß, damit sie noch in einer bestimmten Tiefe unter der Haut nachweisbar ist, wird deshalb Gewebe genommen, das keine weiteren Wärmequellen besitzt. Da das Wärmeleitvermögen des exzidierten Gewebes von dem des lebenden abweicht, wird das lebende Gewebe durch Substanzen dargestellt, deren Wärmeleitvermögen einmal dem physiologisch größten und ein anderes Mal dem kleinsten Wert entspricht. Das Wärmeleitvermögen von lebender und exzidierte menschlicher Haut ist bekannt und zuerst bei Büttner <sup>6)</sup> umfassend dargestellt. Ersatzsubstanzen, die ein ähnliches Wärmeleitvermögen aufweisen, lassen sich bei Kohlrausch <sup>20)</sup> finden. Als Ersatzsubstanz für Gewebe mit dem physiologisch größten Wärmeleitwert wird Steinsalz und für den physiologisch kleinsten Seesand gewählt. In der Tabelle I sind die für diese Arbeit notwendigen Daten des Wärmeleitvermögens zusammengefaßt.

Tabelle I (vgl. Büttner <sup>6)</sup> und Kohlrausch <sup>20)</sup>)

| Substanz                     | Tiefe<br>mm | Wärmeleitvermögen k<br>$W m^{-1} K^{-1}$ |
|------------------------------|-------------|------------------------------------------|
| Exzidierte menschl. Oberhaut | -           | ..... 0,21                               |
| Lebende menschliche Haut     | 0 - 2       | ..... 0,38                               |
| " " " kühl                   | > 2         | ..... 0,54                               |
| " " " warm                   | > 2         | bis 4,2                                  |
| Wasser .....                 |             | ..... 0,58                               |
| Sand trocken .....           |             | ..... 0,35                               |
| Steinsalz .....              |             | ..... 3,5 - 7                            |

Da der Sand und das Steinsalz bei den Versuchen so naß gehalten wird, daß gerade kein Wasser über den ungelösten Bestandteilen steht, wird der tatsächliche Wärmeleitwert zwischen dem des Wassers und dem der betreffenden Substanz im trockenen Zustand liegen.

An Sand stand zur Verfügung Seesand, der mit Säure gereinigt und geglüht war und bei der Firma E. Merck A.G., Darmstadt, unter der Artikel Nr. 7712 geführt wird. Die Körnung des Sandes lag bei 0,1 - 0,3 mm. Das Steinsalz wurde von der Kali und Salz A.G., Hannover, bezogen.

Um die Aufgabe zu verwirklichen, daß zusätzlich zur Wärmeleitung die Wärmestrahlung und die Verdunstung physiologischen Verhältnissen entspricht, wird auf die Ersatzsubstanz (Sand bzw. Salz) frisch exzidierte menschliche Oberhaut gelegt. Die Haut schwimmt auf der nassen Ersatzsubstanz, jedoch die Hautoberfläche kommt nicht mit dem Wasser in Kontakt und bleibt, solange sie nicht abgedeckt wird, trocken. Daß eine Verdunstung bei dieser Versuchsanordnung durch die exzidierte Haut vorhanden ist, ließ sich prüfen, indem kurzzeitig eine Plastikfolie auf die Hautoberfläche gelegt wurde. Nach dem Entfernen der Plastikfolie war die Hautoberfläche vollständig naß. Um die Menge der verdunsteten Flüssigkeit zu bestimmen, stand keine Apparatur zur Verfügung. Es wird daher bei der rechnerischen Berücksichtigung der Verdunstung vereinfacht von der Perspiratio insensibilis ausgegangen.

Unterhalb der exzidierten Haut in der Ersatzsubstanz wird ein Schlauch aus Silikon oder Plastik, dessen Durchmesser unterschiedlich gewählt werden kann, gelegt. Durch den Schlauch fließt Wasser. Die Temperatur dieses Wassers kann auf verschiedene Werte eingestellt werden. Eine Konstruktion des Modells sowie die Flußrichtung des Wassers im Schlauch ist in den Abbildungen 8 und 9 zu sehen. Die Tiefe des Schlauches unter der Haut läßt sich dadurch verändern, indem der Behälter mit mehr Sand bzw. Steinsalz gefüllt wird. Der Behälter ist aus Messing hergestellt. Die Abbildung 10 zeigt eine photographische Aufnahme des Hautmodells im Temperierbad. Da sämtliche Aufnahmen der Messung und die Aufnahme der Abb. 10 über einen Spiegel hergestellt wurden, sind die Konstruktionszeichnungen der Abb. 8 und 9 spiegelbildlich analog gezeichnet, um einen unmittelbaren Vergleich zu ermöglichen.

Die Temperaturbilder, die durch die Wärmestrahlung erhalten werden, lassen die Lage der Haut oft schwer erkennen. Als Anhaltspunkt wird deshalb der Referenzstrahler unmittelbar neben die Haut gelegt. Der Referenzstrahler befindet sich bei sämtlichen Versuchen immer an der gleichen Seite des Modellbehälters.

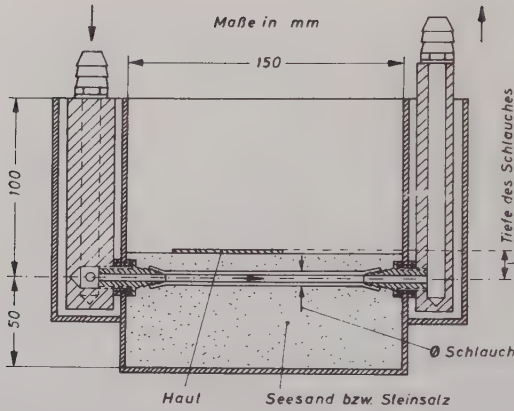


Abb. 8  
Hautmodell  
Seitenansicht

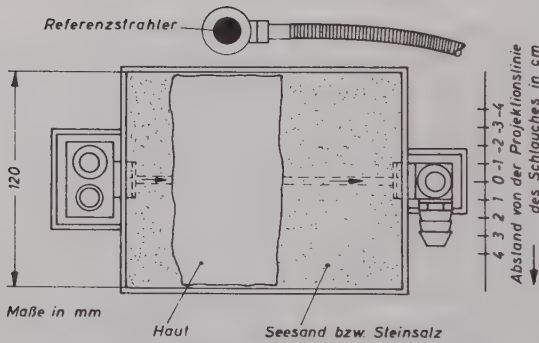


Abb. 9  
Hautmodell  
Ansicht von oben

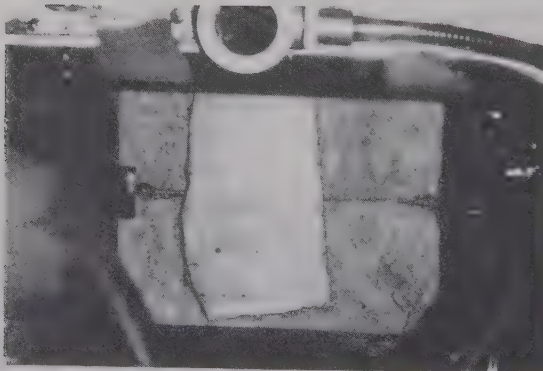


Abb. 10  
Hautmodell mit  
Seesand gefüllt  
im Temperierbad

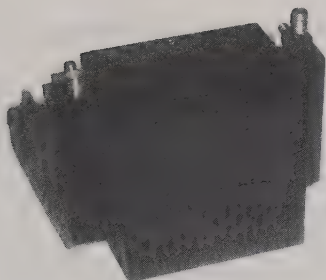


Abb. 11  
Hautmodell  
Seitenansicht

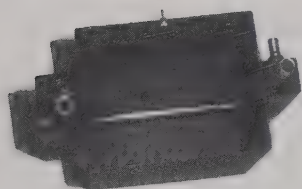


Abb. 12  
Hautmodell  
Ansicht von oben

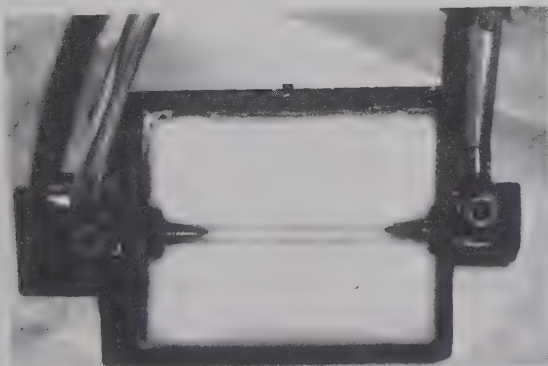


Abb. 13  
Hautmodell  
mit Steinsalz  
gefüllt

Die Abbildungen 11,12 und 13 zeigen direkte Aufnahmen des Hautmodellbehälters.

Weiterhin ist in der Abbildung 9 die Richtung  $y$  der Abbildung 7 angegeben, in der der Abstand von der Projektionslinie des Schlauches auf die Hautoberfläche gemessen wird.

Die Haut für die Versuche stammt aus einer weiblichen Brust.

### 3.2 Betrieb des Hautmodells im Versuch

Der Behälter für das Hautmodell befindet sich im Wasser des Temperierbades 1. Die Temperatur dieses Wassers wird bei allen Versuchen auf  $37 \pm 0,2 \text{ }^{\circ}\text{C}$  konstant gehalten. Da nur die Behälterwand die Temperatur von  $37 \text{ }^{\circ}\text{C}$  annimmt, während sich im Modell ein Temperaturgradient zur kälteren Zimmertemperatur ausbildet, muß die Hautoberflächentemperatur, falls keine weiteren Wärmequellen existieren, kleiner als  $37 \text{ }^{\circ}\text{C}$  sein.

Das Wasser für die "Ader" unter der Haut wird in einem separaten Temperierbad 2 erwärmt und durch den Schlauch gepumpt. Da relativ wenig Wasser durch die Ader fließt, würde sich das Wasser auf dem Wege vom Temperierbad 2 zum Hautmodell abkühlen. Dies wird verhindert, indem die Zuflußleitung wärmeisoliert und ein Kollateralkreislauf aufgebaut wird. Vom Kollateralkreislauf zweigt der Fluß durch die "Ader" ab. Der Wasserfluß durch den Kollateralkreislauf ist wesentlich größer. Die Zeit, die das Wasser vom Temperierbad 2 zum Modell benötigt, ist deshalb relativ kurz; und in dieser kurzen Zeit kann das Wasser nur wenig seine Temperatur ändern. Der Aufbau ist aus Abbildung 14 zu ersehen.

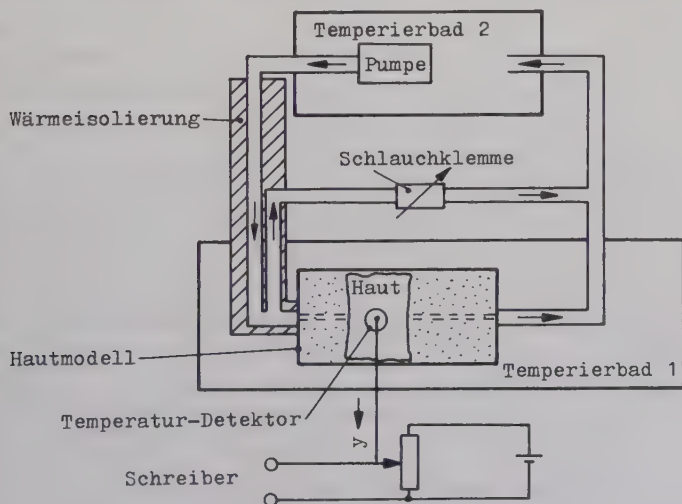


Abb. 14 Betrieb des Hautmodells im Versuch

Außerdem sind die Zufluß- und Abflußstücke für die "Ader" wärmeisoliert mit der Behälterwand verbunden.

Der Detektor für die Messung der Hautoberflächentemperatur wird starr mit einem Potentiometer verbunden, so daß ein Schreiber den Abstand von der Projektionslinie des Schlauches auf die Hautoberfläche unmittelbar aufzeichnet. Die mechanische Verbindung war bei den Versuchen qualitativ nicht besonders gut ausgebildet. Eine eventuelle Abweichung ist bei den Messungen zu berücksichtigen.

#### 4. Apparatur und Messtechnik

##### 4.1 Messgerät zur direkten Messung der Hautoberflächen- temperatur mit Thermoelementen und Thermistoren

Bei der direkten Messung der Hautoberflächentemperatur wird ein Detektor wärmeleitend mit der Hautoberfläche verbunden. Der Detektor soll dabei die Temperatur der Hautoberfläche annehmen. Die veränderten physikalischen Eigenschaften des Detektors ermöglichen eine Aussage über die Temperatur der Hautoberfläche. Für die direkte Messung der Hauttemperatur wurden bei den Versuchen dieser Arbeit als Detektoren Thermoelemente und Thermistoren verwendet.

Zu dem bekannten Problem der Temperaturmesstechnik, daß die Wärmekapazität des Detektors wesentlich kleiner sein sollte als die des Messobjektes, da beide eine Mischungstemperatur annehmen, ergeben sich bei der direkten Messung der Hautoberfläche in vivo noch weitere Schwierigkeiten. Der Detektor ist auf der Hautoberfläche der Konvektion der Luft ausgesetzt und wird stärker abgekühlt als die Hautoberfläche. Außerdem darf die Wärmestrahlung, die Wärmeleitung zur Umgebung und die Verdunstung der Hautoberfläche nur soweit beeinflußt werden, daß der Messfehler entweder rechnerisch berücksichtigt werden kann oder unter der geforderten Genauigkeit liegt.

Die von Molnar und Rosenbaum <sup>11)</sup> gefundenen Abweichungen der Oberflächentemperaturmessung mit Thermoelementen gegenüber der mittels Wärmestrahlung dürften auf den Einfluß dieser äußeren Bedingungen zurückzuführen sein. Von einem Messgerät zur direkten Oberflächentemperaturmessung wird deshalb gefordert, daß die Temperatur, die Wärmestrahlung, die Wärmeleitung zur Umgebung und die Verdunstung der Hautoberfläche nur soweit beeinflußt werden sollte, daß der Messfehler unterhalb der gewünschten Genauigkeit bleibt. Weiterhin muß der Einfluß der Temperaturschwankungen im Untersuchungsraum unter klinischen Bedingungen berücksichtigt werden.

Da solch ein Messgerät auf dem Markt nicht erhältlich war und auch keine geeignete Konstruktion dafür nach der Kenntnis des Autors bisher in der Literatur beschrieben worden ist, wurde

ein Messfühler zur direkten Messung der Oberflächentemperatur der Haut entwickelt. Aufbau, Wirkungsweise, Vorzüge und Grenzen der Konstruktion dieses Messfühlers \*) werden im folgenden beschrieben.

Soll ein Detektor direkt die Hautoberflächentemperatur ohne Verletzung der Haut messen, so kann dies nur in der Form einer Kontaktmessung geschehen, bei der der Detektor sich auf der Haut befindet. Damit der Detektor die Hautoberflächentemperatur und nicht den Einfluß der Umgebung mißt, muß der Einfluß der Umgebung soweit verringert werden, daß er unterhalb der Messgenauigkeit bleibt. Wie aus der theoretischen Ausführung (s.o.) ersichtlich, wird die Hautoberflächentemperatur wesentlich durch Wärmestrahlung, -leitung und Verdunstung zur Umgebung beeinflusst. Eine einfache Isolation oder Abschirmung des Detektors würde deshalb die Hautoberflächentemperatur erheblich im Bereich der Messstelle verändern. Diese Problematik kann wie folgt gelöst werden:

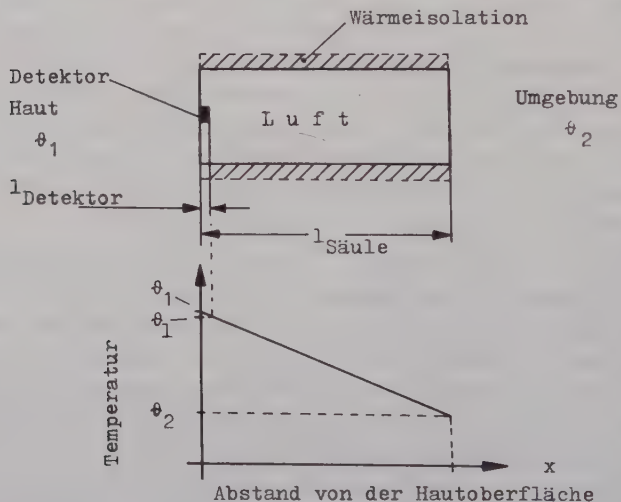


Abb. 15 Eine wärmeisolierte Luftsäule verbindet die Hautoberfläche mit der Umgebung.

\*) Patent Bundesrepublik Deutschland DT-PS 24 14 048  
United States Patent US 3,938,387

Über der Messstelle befindet sich eine Luftsäule, deren Grundfläche sich auf der Hautoberfläche befindet und die Temperatur  $\theta_1$  dieser Oberfläche hat, während die gegenüberliegende Seite mit der Umgebung verbunden ist und die Temperatur  $\theta_2$  der Umgebung hat. Der Mantel der Säule soll wärmeisoliert sein. (Vgl. Abb. 15).

Nach der Gleichung (27) in Verbindung mit Abb. 5 und Berücksichtigung der Randbedingungen sieht der Temperaturverlauf innerhalb der ruhenden Luftsäule der Abbildung 15 folgendermaßen aus:

$$(60) \quad \theta(x) = \frac{\theta_2 - \theta_1}{l_{\text{Säule}}} \cdot x + \theta_1$$

Soll die Oberflächentemperatur der Haut mit einem Detektor, der auf der Hautoberfläche aber in der Luftsäule liegt, mit einer Genauigkeit von  $\delta\theta$  gemessen werden, so ergibt sich nach Gleichung (60) für die Bauhöhe  $l_{\text{Detektor}}$  des Detektors die Bedingung, wobei  $\delta\theta = |\theta_1 - \theta_1|$  ist,

$$(61) \quad l_{\text{Detektor}} < \left| \frac{l_{\text{Säule}}}{\theta_2 - \theta_1} \cdot \delta\theta \right|$$

Z.B. für  $l_{\text{Säule}} = 50 \text{ mm}$ ,  $\theta_1 - \theta_2 = 10^\circ\text{C}$  und  $\delta\theta = 0,2^\circ\text{C}$  folgt eine Bauhöhe von  $l_{\text{Detektor}} < 1 \text{ mm}$ . Handelsübliche Miniatur-NTC-Widerstände haben eine Bauhöhe von  $l_{\text{Detektor}} = 0,35 \text{ mm}$  und Miniatur-Mantel-Thermoelemente eine von  $l_{\text{Detektor}} = 0,25 \text{ mm}$ . Damit lassen sich bei sonst gleichen Bedingungen Genauigkeiten von  $\delta\theta = 0,07^\circ\text{C}$  bzw.  $\delta\theta = 0,05^\circ\text{C}$  erreichen. Bei Differenzmessungen von zwei Hautoberflächentemperaturen ist die Genauigkeit besser, da von der wahren Hauttemperatur die beiden Messstellen in der gleichen Richtung abweichende Werte anzeigen.

Nach der Gleichung (55) verhalten sich die Wärmeabgaben der Hautoberfläche durch Wärmestrahlung zu der durch die Perspiratio insensibilis und zu der durch Wärmeleitung ungefähr wie  $1 : 0,30 : 0,09$ . Daraus ist ersichtlich, daß die Wärmeabstrahlung der Haut möglichst nicht beeinflusst werden sollte. Dies wird erreicht, indem die Wärmeisolation des Zylindermantels der Luftsäule für Wärmestrahlen durchlässig gemacht wird. Ein Wärmeverlust der Luftsäule durch eine für Wärmestrahlen durchlässige Wärmeisolation ist sehr gering, da wegen der Transparenz der Luft für Wärmestrahlen sie selbst kaum Wärmestrahlen abgibt.

Wird z.B. der Zylindermantel als evakuierte Doppelwand aus wärmestrahlendurchlässigem Material aufgebaut, so beeinflusst dies die Wärmestrahlen der Haut wenig, jedoch wird die Wärmeleitung der Luftsäule zur Umgebung und die Konvektion der Luftsäule durch die umgebende Luft verhindert. Die Konvektion in der Luftsäule selbst kann durch geeignete Wahl des Durchmessers der Luftsäule vermieden werden. Die Verdunstung der Haut zur Umgebung bleibt über die offenen Grund- und Deckflächen der Luftsäule erhalten.

In der in Abbildung 16 dargestellten Konstruktion wird der Zylindermantel der Luftsäule nur durch eine infrarotdurchlässige Plastikfolie begrenzt. Diese einfachere Ausführung lieferte für diese Arbeit Ergebnisse mit hinreichender Genauigkeit. Eine Wärmeisolation vom Zylindermantel zur Hautoberfläche sowie eine Abdichtung zur Umgebung ermöglicht ein Filzstreifen zwischen Haut und Zylindermantel.

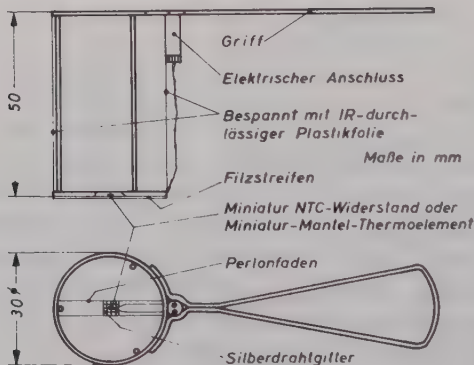


Abb. 16  
Aufbau des Oberflächentemperaturmessfühlers der Haut

Wie aus der Abbildung 16 ersichtlich befindet sich der Detektor unmittelbar auf der Haut in der Mitte der seitlichen Begrenzungsfläche der Luftsäule. Eine punktförmige Temperaturmessung hat jedoch den Nachteil, daß sich durch eine geringe seitliche Verschiebung der Messeinrichtung in vivo der Einfluß von kleinen "hot spots" auf die Temperaturmessung bemerkbar macht. Eine integrierte Messung über einem kleinem Flächenelement der Haut vermeidet diesen Nachteil. Ein Metalldrahtgitter, das auf der Hautoberfläche liegt, wird wärmeleitend mit dem Detektor verbunden.



Abb. 17    Rechtwinkliges Metalldrahtgitter wärmeleitend mit dem Detektor verbunden

Das Metalldrahtgitter stellt sich dabei auf eine mittlere Temperatur der Hautfläche ein.

Sei die Temperaturdifferenz auf der zu messenden Hautfläche  $\theta < 0,1^\circ\text{C}$ , der Abstand des entferntesten Punktes des Gitters zum Detektor kleiner als 0,5 cm und wird als Metall Reinstsilber verwendet, so findet der Temperatúrausgleich innerhalb einer Messgenauigkeit von  $\theta = 0,02^\circ\text{C}$ , wie aus der zeitabhängigen Wärmeleitungsgleichung mit dem Lösungsansatz einer speziellen Integralgleichung ersichtlich, in Zeiten kleiner als 0,3 s statt.

Wenn der Durchmesser des Drahtes 0,1 mm und der Gitterabstand 2 mm beträgt, so deckt das Metalldrahtgitter nur ca. 10% der Hautoberfläche ab. Da der Draht nicht überall dicht auf der Haut aufliegt, bleibt die Perspiratio insensibilis um den Draht herum im wesentlichen ungehindert erhalten. Auch die Wärmestrahlung wird durch den Draht, nachdem er geschwärzt wurde, wenig beeinflusst.

In den Abbildungen 18 und 19 sind die in den Versuchen verwendeten Bauformen dargestellt.

Als Detektoren wurden verwendet:

1. Miniatur-Mantel-Thermoelemente der Firma Philips mit der Bezeichnung "Thermocoax" und der Firmen Nr. 2 AB Ac 0,25 TI 100 D und mit dem Metallthermopaar Chromel-Alumel. Dieses Thermoelement ist in der Abbildung 20 wiedergegeben. Die Ansprechzeit beträgt ca. 12 ms, die durchschnittliche Thermospannung  $41 \mu\text{V K}^{-1}$  und die Fehlergrenze für Absolutmessungen  $\pm 2,2 \text{ K}$ .

Auf dem Markt sind auch Silber-Konstantan-Thermoelemente erhältlich mit einer Ansprechzeit bis zu 1-2 ms. Sie eigneten sich jedoch nicht für den klinischen Einsatz, da sie mechanisch wenig widerstandsfähig waren.

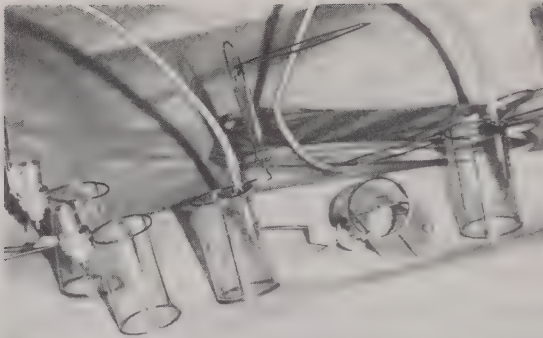


Abb. 18  
Oberflächen-  
temperatur-  
messfühler  
der Haut



Abb. 19  
Oberflächen-  
temperatur-  
messfühler  
der Haut  
(Ansicht von  
der Hautseite)

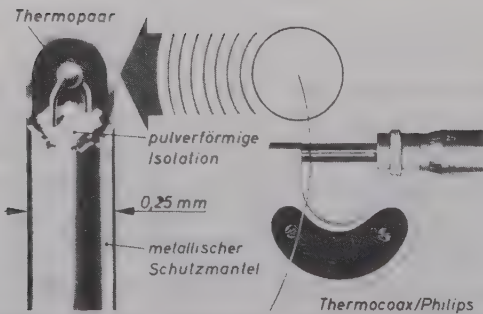


Abb. 20  
Thermoelement  
der Firma Philips  
geeignet für  
Oberflächentem-  
perturmessfühler  
(Bild der Firma  
Philips)

2. Miniatur-NTC-Widerstände (Thermistoren) der Firma Valvo in Glas eingeschmolzen mit der Nr. 2322 627 21153 und ohne Umhüllung mit der Nr. 2322 634 11153.

Für die Messung der Thermospannung wurde das Milli-Mikrovoltmeter 149 der Firma Keithley Instruments Inc., Cleveland Ohio, USA, verwendet. Die Anzeige konnte nach elektrischer Anpassung direkt auf einen Schreiber der Firma Hewlett-Packard 7004 B X-Y Recorder gegeben werden.

Der Widerstand der Thermistoren wurde mit dem Temperaturmessgerät der Firma Knauer, 1 Berlin 37, bestimmt. Dieses Gerät besteht aus einer Widerstandsmessbrücke mit elektronischem Messverstärker. Nach elektrischer Anpassung konnte auch diese Anzeige direkt auf den oben angegebenen Schreiber übertragen werden. Nach den Angaben der Firma Knauer erlaubt das Messgerät eine Temperaturentauflösung mit Thermistoren bis zu  $\vartheta = 0,0001^{\circ}\text{C}$ . Welche Temperaturentauflösung wegen der physiologischen zeitlichen Schwankungen der Hautoberflächentemperatur noch sinnvoll ist, wird im Kapitel Messungen dargestellt.

Die Thermistoren wurden in der verwendeten Messanordnung mit einem Stabthermometer kalibriert, das vom Landesamt für das Mess- und Eichwesen Berlin unter dem amtlichen Zeichen 4031-1-72 geeicht worden ist (Messunsicherheit  $\pm 0,02\text{ K}$ ).

#### 4.2 Messgerät zur indirekten Messung der Hautoberflächen- temperatur durch die Wärmestrahlung

Die Wärmestrahlung wurde mit der AGA-Kamera der Firma AGA Thermo-vision Lidingö, Schweden, Camera Unit Modell 665 50 Baujahr 1969 gemessen. Der Elektronikteil Typ 556 190 102 stammt von der gleichen Firma. (Siehe Abbildung 21). Zur Zeit der Messung war diese Einheit schon 3420 Stunden in Betrieb. Im folgenden wird auf das Handbuch der Firma verwiesen, und nur die wesentlichsten Daten sind wiedergegeben.

Als Detektor für die Wärmestrahlung dient ein Indiumantimonid-kristall, der auf der Temperatur von flüssigem  $N_2$  gehalten wird. Das Wärmebild der Hautoberfläche wird nach dem Prinzip eines optisch-mechanischen Scanners über infrarotdurchlässige Germaniumlinsen und ein Kipp- bzw. Drehspiegelsystem auf den Kristall abgebildet. Die optische Auflösung liegt bei 100 Linien pro Bild und 100 Elementen pro Linie. Es können zwei schwarze Körper von der Temperaturdifferenz von  $\Delta = 0,2^\circ C$  unterschieden werden. Die Kamera ist in dem spektralen Bereich von  $2 - 5,6 \mu m$  empfindlich.

Die Bilder des Oszillographen (vgl. Abb. 22) werden mittels einer Kamera Typ Minolta SR T 101 mit dem Film Ilford FP 4 135/36 22DIN, und mit Polaroid Black & White Film Typ 107 aufgenommen. Zur Erleichterung der Einstellung dient ein Monitor Typ SM 666 P 7 AGA.

Auch der Referenzstrahler ist von der Firma AGA: Nr. RS-2 556 190 343 in Verbindung mit dem Netzteil TC-2. Er wird verwendet, um einen Temperaturbezugspunkt für die Strahlungsmessung zu haben. Da der Referenzstrahler bei allen Messungen neben dem Objekt lag, brauchen die Verluste z.B. über Spiegel und Linsen nicht berücksichtigt werden.

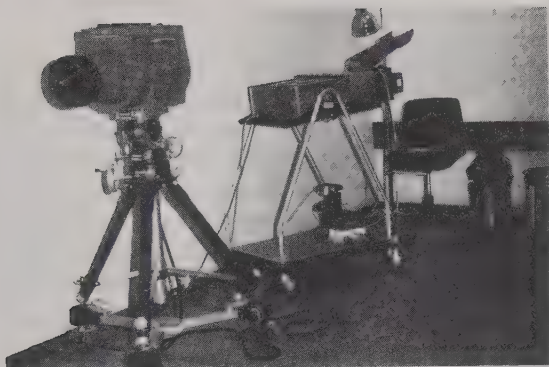


Abb. 21 AGA-Kamera mit Elektronikteil

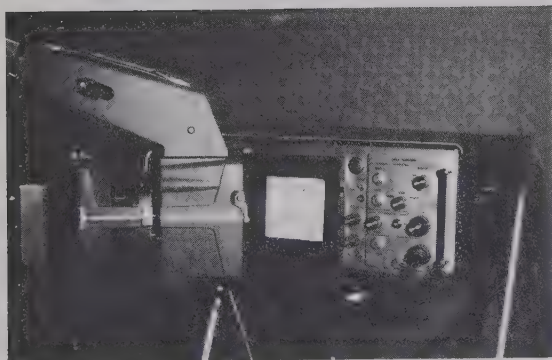


Abb. 22 Elektronikteil der AGA-Kamera mit  
Vorsatz Polaroid-Kamera

#### 4.3 Kunststoffolie mit Temperaturmessfarben

Vergleichend zu den bisher beschriebenen Meßmethoden wird eine neuartige Kunststoffolie mit Temperaturmessfarben der Troponwerke Köln-Mülheim verwendet. Da diese Folie zum Zeitpunkt dieser Arbeit bei den Troponwerken noch in der Entwicklung war, sind keine Daten über den Aufbau und die Wirkungsweise der Folie dem Autor bekannt. Eine Folie mit der Nr. 2126/46 wurde Ende November 1973 für die Versuche dieser Arbeit zum Vergleich von den Troponwerken freundlicherweise zur Verfügung gestellt. Die Versuche mit dieser Folie wurden bis Ende Dezember 1973 durchgeführt.

Im Unterschied zu den oben beschriebenen Meßmethoden ist zu erwähnen, daß die Verdunstung der Hautoberfläche durch die Folie unterbrochen wird. Nach der Auflage der Folie auf die exzidierte Haut des Modells war die Haut feucht.

Die Farbbilder der Folie wurden aufgenommen mit der Kamera Exakta Varex IIa und Teleobjektiv und dem Film Agfachrome 50 S Professional. Als Blitzlicht diente Rollei E 22 C.

Die Folie verändert ihre Farbe mit steigender Temperatur wie folgt: Schwarz, graubraun, schmutzig rot-braun, grün, blau, dunkelblau.

#### 4.4 Temperierbäder

Das Temperierbad 1 (vgl. Abb. 14) ist von der Firma Calora Messtechnik GmbH, Lorch/Württ., mit dem Bad Calora-Ultrathermostat TS 18071 und dem Steuerteil Typ TS 18073.

Als Temperierbad 2 wurde das Ultra-Thermostat NBS 64592 der Firma Gebrüder Haake, Berlin, verwendet.

#### 4.5 Versuchsaufbau

Wie aus der Abbildung 23 ersichtlich wird das Bild der Hautoberfläche des Hautmodells über einen Spiegel von der AGA-Kamera aufgenommen. Das Hautmodell befindet sich im Temperierbad 1. Deutlich ist die gelbe Wärmeisolierung der Zuleitung vom Temperierbad 2 zu erkennen. Darüber steht das Milli-Mikrovoltmeter von Keithley und rechts daneben das Temperaturmessgerät der Firma Knauer. Auf dem Temperaturmessgerät befindet sich der Schreiber.

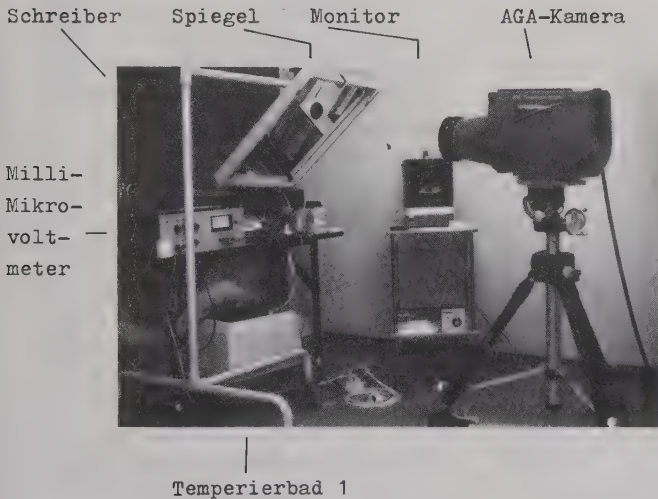


Abb. 23 Versuchsaufbau

## 5. Messungen

### 5.1 Vergleich der direkten Messung der Hautoberflächen- temperatur mit der indirekten in vivo

Bei der indirekten Messung der Hautoberflächentemperatur durch die Wärmestrahlung mit der AGA-Kamera wird die Temperaturdifferenz zu einem Referenzstrahler angegeben. Es wird davon ausgegangen, daß der Referenzstrahler und die Haut sich wie ein idealer schwarzer Strahler verhalten im gemessenen Spektralbereich.

Der Oberflächentemperaturmessfühler der Haut, um direkt die Hautoberflächentemperatur zu messen (vgl. Abb. 16), war kalibriert worden mit einem Stabthermometer, das vom Landesamt für das Meß- und Eichwesen Berlin geeicht wurde. Bevor die Meßergebnisse der direkten und der indirekten Messung verglichen werden können, muß auch der Bezugspunkt der indirekten Messung, der Referenzstrahler, kalibriert werden. Dazu wurde der Oberflächentemperaturmessfühler zur direkten Messung unmittelbar auf den Kopf des Referenzstrahlers aufgesetzt und die eingestellte Temperatur zu der direkt gemessenen Oberflächentemperatur aufgezeichnet. Die Temperatur des Referenzstrahlers läßt sich jeweils nur um 1 K verändern. In der Abbildung 24 ist das Ergebnis der Messungen widergegeben.

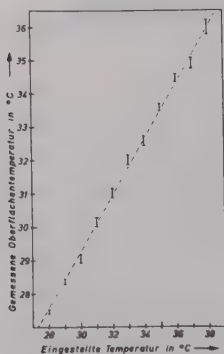


Abb. 24 Gemessene Oberflächentemperatur mit den Schwankungsbreiten als Funktion der eingestellten Temperatur des AGA-Referenzstrahlers.

Dabei werden größere Abweichungen und Temperaturschwankungen festgestellt. Nach den Angaben der Firma sollten die Abweichungen nicht so groß sein.

Zum Vergleich der beiden Meßmethoden wurde die Hautoberflächen-temperatur der weiblichen Brust in vivo gemessen. Abbildung 25 zeigt das Thermogramm der weiblichen Brust aufgenommen durch die AGA-Kamera.



Abb. 25 Thermogramm einer weiblichen Brust in vivo. Linker Kreis und linke Isotherme: Referenzstrahler. Rechter Kreis und rechte Isotherme: Oberflächen-temperaturmeßfühler. Temperatur des Referenzstrahlers nach Korrektur mit Abb. 24  $32^{\circ}\text{C}$ .

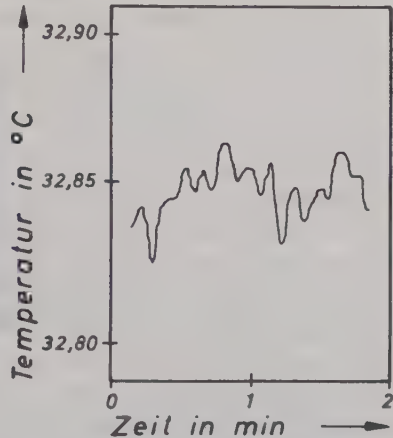


Abb. 26 Hautoberflächentemperatur der weiblichen Brust (vgl. Abb. 25) in vivo als Funktion der Zeit. Aufgenommen mit dem Oberflächen-temperaturmeßfühler (vgl. Abb. 16).

Der linke Kreis ist der Referenzstrahler und der rechte der Oberflächentemperaturmeßfühler zur direkten Messung. Beim rechten Kreis sind deutlich die kältere Zuleitung, der Griff und eine Hand zu erkennen, die den Oberflächentemperaturmeßfühler auf die weibliche Brust aufsetzt. Unterhalb zwischen den beiden Kreisen befindet sich die Mamma. Die untere Skala gibt die Temperaturdifferenzen an. Sie hat einen Bereich von 10 K, da ein 10-K-Temperaturbereich eingestellt war. Die linke Isotherme bei 5,7 Skalenteilen befindet sich auf dem Temperaturniveau des Referenzstrahlers, die rechte bei 6,5 Skalenteilen auf dem der Haut, auf der der Oberflächentemperaturmeßfühler aufgesetzt war.

Die Temperaturdifferenz beider Isothermen beträgt damit 0,8 K. Der Referenzstrahler war auf 33 °C eingestellt. Nach Korrektur dieses Wertes gemäß Abbildung 24 ergibt sich für den Referenzstrahler eine Temperatur von 32 °C und für das Temperaturniveau des gemessenen Hautareals 32,8 °C.

Während mehrerer Aufnahmen mit der AGA-Kamera wurden gleichzeitig die Meßergebnisse der direkten Messung der Oberflächen-temperatur über der Zeit mit einem Schreiber aufgezeichnet. In der Abbildung 26 ist diese Messung dargestellt.

Beide Messungen - der direkten und der indirekten Meßmethode - zeigen innerhalb der Meßgenauigkeit eine gute Übereinstimmung. Dieses Ergebnis weicht von den Messungen von Molnar und Rosenbaum <sup>11)</sup> und den Erfahrungen von Watmough und Oliver <sup>14)</sup> ab, die Unterschiede bei beiden Meßmethoden feststellten.

Außerdem läßt sich aus Abbildung 26 entnehmen, daß ein Temperaturauflösungsvermögen unter klinischen Bedingungen von  $\pm 0,02$  K sinnvoll ist. Die Messungen wurden in einem klimatisierten verdunkelten Raum durchgeführt. Die Luftbewegung durch die Belüftungsanlage war deutlich zu spüren. Deshalb können die Temperaturschwankungen der Abbildung 26 einerseits durch die Konvektion der umgebenden Luft verursacht, aber auch physiologisch durch Regulation der Hautoberflächentemperatur bedingt sein. Um dies zu klären, stand keine Klimakammer, bei der jegliche Luftkonvektion vermieden wird, zur Verfügung.

## 5.2 Grenzen der Erkennbarkeit einer heißen Ader unter frisch exzidiierter menschlicher Haut im Vergleich mit den verschiedenen Meßmethoden

Um festzustellen, wie warm eine Ader sein muß, damit sie sich durch die Hautoberflächentemperatur nachweisen läßt, wird das Hautmodell (s.o.) verwendet. Die Temperatur der Ader wird langsam erhöht, bis die Ader sich im Thermogramm der AGA-Kamera im 1-K-Temperaturbereich ohne Isothermen gerade erkennen läßt. Das Thermogramm der AGA-Kamera als Bezugsmeßmethode für die Erkennbarkeit zu verwenden, erscheint aus folgenden Gründen sinnvoll:

1. Das Thermogramm der AGA-Kamera zeigt ein zeitlich konstantes Temperaturbild von der gesamten Hautfläche, solange die Temperatur des Temperierbades 1 und die Schlauchtemperatur nicht geändert werden.
2. Daß sich die Hauttemperatur verändert, wenn die Schlauchtemperatur erhöht wird, läßt sich sofort ohne weitere Maßnahmen auf dem Monitor zur AGA-Kamera erkennen. Bei den anderen Meßmethoden muß entweder durch Aufsetzen des Meßfühlers das Temperaturfeld abgefahren oder durch kurzzeitiges Auflegen der Folie die Darstellung der Ader durch die Temperaturfarben geprüft werden. Bei der Meßmethode mit der Folie ist das Farbbild außerdem zeitlich nicht konstant.
3. Die Temperaturschwankungen der Temperierbäder liegen gerade unterhalb der Meßgenauigkeit der AGA-Kamera, während diese Schwankungen bei der direkten Meßmethode sich störend bemerkbar machen. Die Grenzen der Erkennbarkeit der direkten Meßmethode mit Oberflächentemperaturmeßfühlern zu finden, ist aus diesem Grunde mit der vorhandenen Apparatur nicht möglich.
4. Die AGA-Kamera wird für diagnostische Zwecke schon vielfältig verwendet.

Die Grenzen der Erkennbarkeit des warmen Schlauches wird bei unterschiedlicher Tiefe des Schlauches unter der Hautoberfläche untersucht.

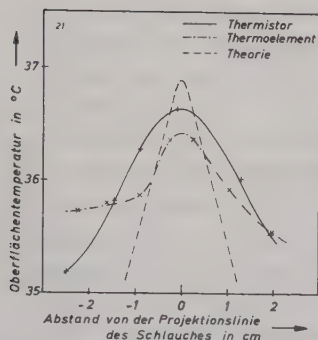
Der Durchmesser des Schlauches wurde auch verändert. Dies ergab jedoch bei den Versuchen kein signifikant abweichendes Ergebnis.

Für Lagen unmittelbar unterhalb der exzidierten Haut war das Temperaturbild des Schlauches nur etwas breiter und für größere Tiefen unter der Haut wurde kein unterschiedliches Temperaturbild beobachtet. Da die Tiefe des Schlauches immer vom Zentrum des Schlauches gerechnet wurde, ließ sich in gleich tiefer Lage ein Schlauch mit 8 mm Durchmesser bei einer geringeren Temperaturdifferenz zur allgemeinen Hautoberflächentemperatur erkennen als ein Schlauch von 3 mm Durchmesser. Da die Temperaturunterschiede kleiner als 0,3 K waren, konnte dieser Effekt wegen der gleichgroßen Schwankungen der Temperierbäder quantitativ nicht erfaßt werden.

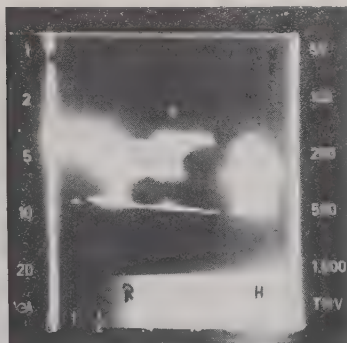
Wenn die Temperatur des Schlauches neu eingestellt wurde, konnte beobachtet werden, daß die Zeiten, bis das Thermogramm sich zeitlich nicht veränderte, relativ kurz waren. Um die Temperatur des Schlauches um 1 K zu erhöhen, braucht das Temperierbad 2 ca. 60 s. Ungefähr 15 s später ließen sich auf dem Monitor keine Veränderungen des Thermogramms mehr bemerken.

Im Versuch 21 beträgt die Schlauchtiefe 0,25 cm. In der Abbildung 27 sind die Messergebnisse der direkten Messung der Hautoberflächentemperatur mit Thermistor und Thermoelement mit der Konstruktion nach den Abbildungen 16, 18 und 19 widergegeben. Die Meßfühler hatten kein Metalldrahtgitter gemäß Abbildung 17. Wie oben schon erwähnt sind alle Thermistoren, die für diese Arbeit verwendet wurden, kalibriert worden. Bei den Thermoelementen jedoch wurde mit der durchschnittlichen Thermospannung, die von der Firma Philips mit  $41 \mu\text{V K}^{-1}$  angegeben wird, gerechnet. Das zweite Thermoelement des Leiterkreises befand sich im Wasser des Temperierbades 1. Die Temperaturschwankungen dieses Bades gehen deshalb unmittelbar auf die Ergebnisse der Messungen mit dem Thermoelement ein. Die theoretische Kurve wurde nach der Gleichung (58) berechnet. Sie zeigt einen etwas spitzeren Verlauf. Eine Tatsache, die verständlich ist, wenn man bedenkt, daß der Schlauchdurchmesser in der Theorie nicht berücksichtigt wurde. Unmittelbar unter der Haut werden sich natürlich dickere Schläuche breiter darstellen als dünne.

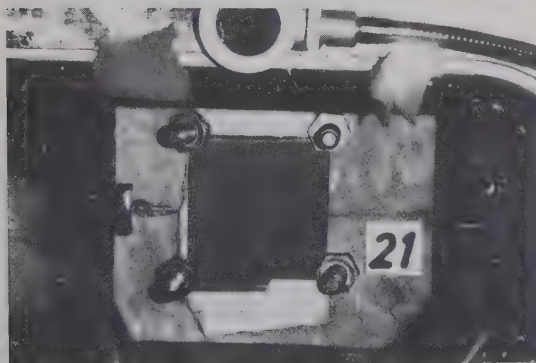
In der Abbildung 28, dem Thermogramm der Hautoberfläche mit der AGA-Kamera, läßt sich das Gebiet der Haut leicht finden, wenn man sich an der Lage des Referenzstrahlers orientiert und dazu



**Abb. 27** Hautoberflächentemperatur über dem Schlauch und seitlich direkt mit Oberflächentemperaturmeßfühler gemessen. Hauttemperatur über Schlauch  $36,6^{\circ}\text{C}$



**Abb. 28** Thermogramm der AGA-Kamera von der Hautoberfläche. Referenzstr. nach Korrr.  $32,6^{\circ}\text{C}$   
Hauttemp. ü. Schlauch  $33,1^{\circ}\text{C}$   
R- Isotherme Referenzstrahler  
H- Isotherme Haut über Schlauch



**Abb. 29**  
Thermogramm der Thermofolie von der Hautoberfläche \*)

Zu Abb. 27 - 29: Versuch 21

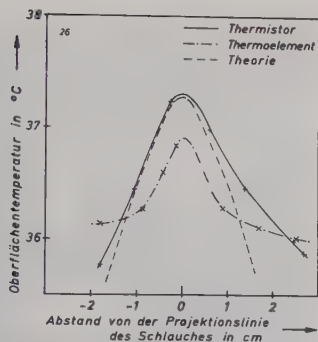
Schlauchtiefe 0,25 cm  
Schlauchtemperatur  $37,5^{\circ}\text{C}$   
Schlauchdurchmesser 3 mm  
Schlauchmaterial Silikon  
Abstand Kamera-Modell 1,80 m

Zimmertemperatur  $22,2^{\circ}\text{C}$   
Temperierbad 1  $37^{\circ}\text{C}$   
Modellbehälter mit nassem Seesand gefüllt

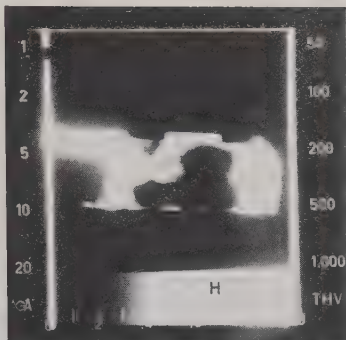
Abbildung 29 vergleicht. Mit den Buchstaben R bzw. H ist die Lage der Schwärzung des Referenzstrahlers bzw. der Hautoberfläche über der Projektionslinie des Schlauches auf die Hautoberfläche im relativen Thermogramm gekennzeichnet. Diese Lage wurde vorher durch Isothermen ermittelt. Die korrigierte Temperatur des Referenzstrahlers ist angegeben. Die weiteren technischen Daten sind aus dem Text zu den Abbildungen zu ersehen.

In den Versuchen 27 und 28 - dargestellt in den Abbildungen 30-32 und 33-35 - wurde die Tiefe des Schlauches verändert, und die Temperatur des Schlauches solange erhöht, bis der Schlauch im Thermogramm der AGA-Kamera zu beobachten war. Dabei wurde bemerkt, daß der Schlauch erst im Thermogramm der AGA-Kamera zu erkennen war, wenn der Temperaturgradient auf der Hautoberfläche seitlich der Projektionslinie des Schlauches auf die Hautoberfläche bei mindestens ungefähr  $1 \text{ K cm}^{-1}$  lag. Außerdem je tiefer der Schlauch liegt, desto breiter wird er auf der Hautoberfläche abgebildet. Die Darstellung des Schlauches in größerer Tiefe ist mit der Thermofolie nicht sicher. Die Ergebnisse der Experimente stimmen innerhalb der Meßgenauigkeit sehr gut mit denen der Theorie überein.

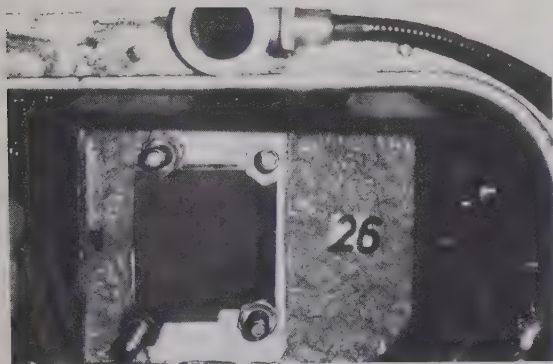
Bei der frisch exzidierten menschlichen Haut wird im Gegensatz zu den Messungen in vivo mit der Thermovision der AGA-Kamera eine um ca.  $3,5 \text{ K}$  geringere Hautoberflächentemperatur erhalten als nach der direkten Methode mit den Oberflächentemperaturmeßfühlern. Dies Ergebnis entspricht den Beobachtungen von Watmough und Oliver <sup>14)</sup>. Die frisch exzidierte menschliche Haut ist damit ein schlechterer schwarzer Strahler als die menschliche Haut in vivo.



**Abb. 30** Hautoberflächentemperatur über dem Schlauch und seitlich direkt mit Oberflächentemperaturmeßfühler gemessen. Hauttemperatur über Schlauch 37,2 °C



**Abb. 31** Thermogramm der AGA-Kamera von der Hautoberfläche. Referenzstr. nach Korr. 32,6 °C Hauttemp. über Schlauch 33,2 °C sonst siehe Abb. 28

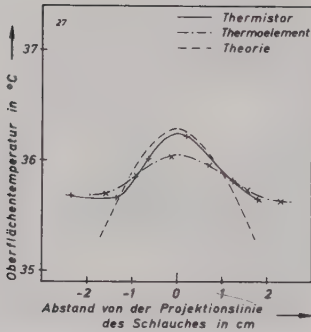


**Abb. 32** Thermogramm der Thermofolie von der Hautoberfläche  
\*)

Zu Abb. 30 - 32: Versuch 26

Schlauchtiefe 1,0 cm  
Schlauchtemperatur 39,5 °C

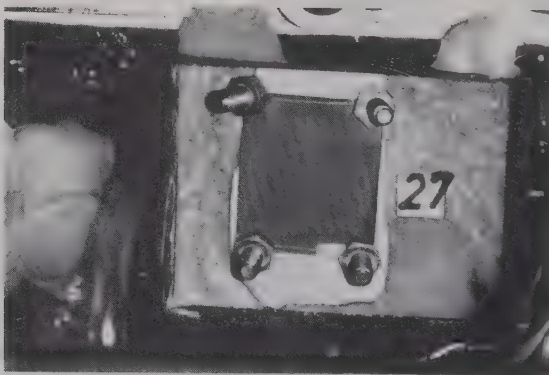
sonst siehe Text zu Abb. 27-29



**Abb. 33** Hautoberflächentemperatur über dem Schlauch und seitlich direkt mit Oberflächentemperaturmeßfühler gemessen. Hauttemperatur über Schlauch 36,1 °C



**Abb. 34** Thermogramm der AGA-Kamera von der Hautoberfläche. Referenzstr. nach Korr. 32,6 °C Hauttemp. über Schlauch 32,6 °C sonst siehe Abb. 28



**Abb. 35**  
Thermogramm der Thermofolie von der Hautoberfläche  
\*)

Zu Abb. 33 - 35: Versuch 27

Schlauchtiefe 2,0 cm  
Schlauchtemperatur 40,5 °C

sonst siehe Text zu Abb. 27-29

### 5.3 Grenzen der Erkennbarkeit von zwei heißen Adern unter frisch exzidiertter menschlicher Haut im Vergleich mit den verschiedenen Meßmethoden

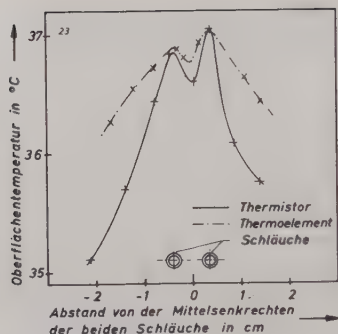
Die Überprüfung, in welcher Tiefe und bei welchem Abstand zwei heiße Adern unter der Haut sich durch das Wärmebild der Hautoberfläche erkennen lassen, wurde beispielhaft am Modell durchgeführt.

Wie aus dem Versuch 23 ersichtlich - dargestellt in den Abbildungen 36-39 - lassen sich zwei wärmere Schläuche mit einem Abstand von 7 mm unmittelbar unter der Haut in der Tiefe von 0,25 cm nur nach der direkten Methode mit den Oberflächentemperaturmeßfühlern als zwei Schläuche nachweisen.

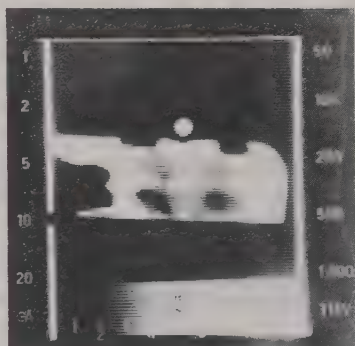
Zum Thermogramm mit der AGA-Kamera muß jedoch erwähnt werden, daß das Temperaturbild der Hautoberfläche zeilenförmig geschrieben wird. Dabei wird eine mittlere Temperatur der Zeilenbreite aufgezeichnet. Bei dem gewählten Abbildungsmaßstab entsprechen einer Zeilenbreite auf der Hautoberfläche ca. 6 mm. Es ist daher verständlich, daß unter diesen Abbildungsbedingungen die beiden Schlauchbilder nicht aufgelöst werden können. Ein größerer und damit günstigerer Abbildungsmaßstab läßt sich aber nur durch Verändern der Optik der Kamera oder ein kleineres Zeilenraster erreichen. Mit der vorhandenen Kamera kann keine bessere Auflösung erzielt werden.

Bei einem größeren Schlauchabstand von 14-21 mm in einer Tiefe von 0,25 cm - vgl. Versuch 24 Abbildung 40-45 - läßt sich die Struktur der Schläuche bei allen drei Meßmethoden erkennen. Jedoch schon in einer Tiefe von 1,0 cm kann die doppelte Struktur der beiden Schläuche nur noch nach der direkten Methode mit den Oberflächentemperaturmeßfühlern nachgewiesen werden (siehe Abbildung 46-48). Dies ist erklärlich, da, wie oben erwähnt, ein Schlauch je tiefer er liegt, desto breiter auf der Hautoberfläche thermisch abgebildet wird. Die Bilder von zwei Schläuchen überschneiden sich, und der Temperaturgradient auf der Hautoberfläche zwischen den Schläuchen wird kleiner.

Da einerseits schon in solch geringer Tiefe unter der Haut ein Abstand von zwei Schläuchen von ca. 20 mm nicht mehr



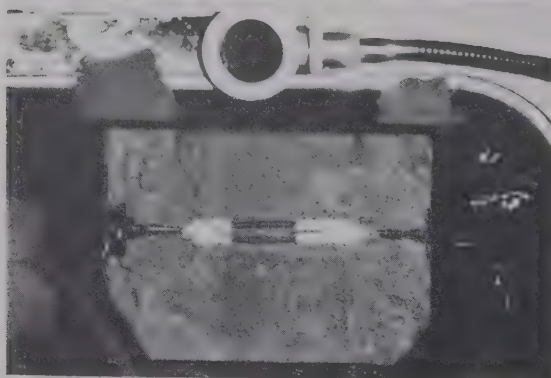
**Abb. 36** Hautoberflächentemperatur direkt mit Oberflächentemperaturmeßfühlern gemessen



**Abb. 37** Thermogramm der AGA-Kamera von der Hautoberfläche Referenzstr. nach Korr. 33,6 °C



**Abb. 38**  
Thermogramm der Thermofolie von der Hautoberfläche  
t)



**Zu Abb. 36-38**  
Versuch 23  
Schlauchtiefe 0,25 cm  
Schlauchtemperatur 38,5 °C  
Abstand der Schläuche 7 mm  
(vgl. Abb. 36)  
Sonst siehe Abb. 27-29

**Abb. 39**  
Versuchsanordnung zum Schlauchabstand 7 mm  
t)

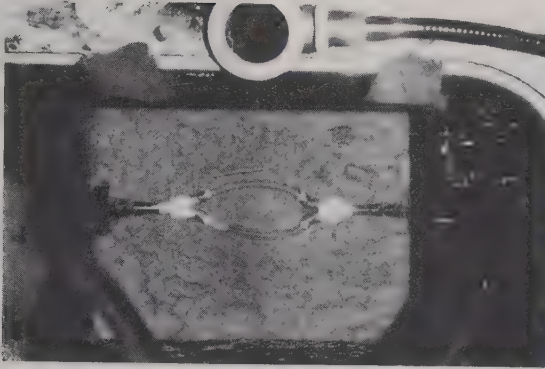


Abb. 40 Versuchsanordnung zum Schlauchabstand 14-21 mm \*)

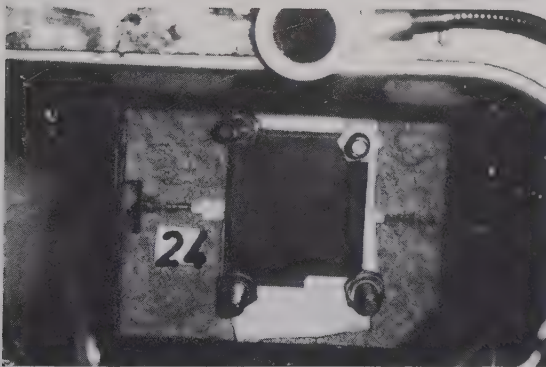


Abb. 41 Thermogramm der Thermofolie von der Hautoberfläche \*)

Zu Abb. 40-45: Versuch 24

Schlauchtiefe 0,25 cm

Sonst siehe Abb. 27-29

Schlauchtemperatur 38,5 °C

Abstand der Schläuche 14-21 mm

(vgl. Abb. 42)

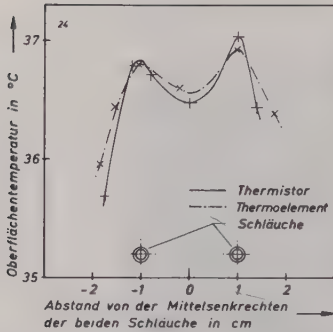


Abb. 42 Hautoberflächentemperatur mit Oberflächentemperaturmeßfühlern direkt gemessen

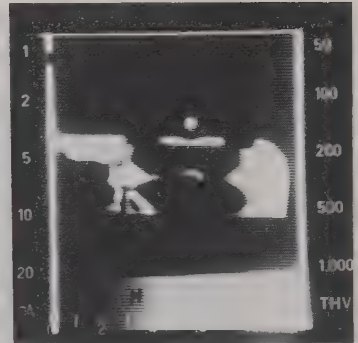


Abb. 43 Thermogramm der AGA-Kamera von der Hautoberfläche Referenzstr. nach Korr.  $33,6^{\circ}\text{C}$

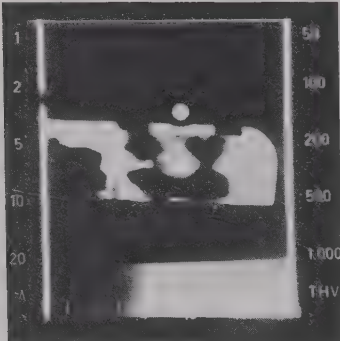


Abb. 44 Thermogramm der AGA-Kamera von der Hautoberfläche 2-K-Temperaturbereich

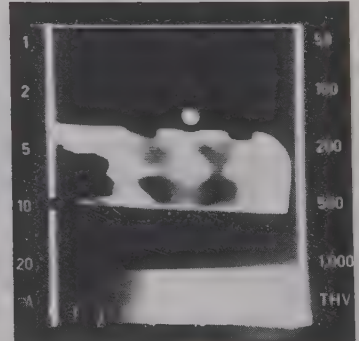


Abb. 45 Thermogramm der AGA-Kamera von der Hautoberfläche 10-K-Temperaturbereich

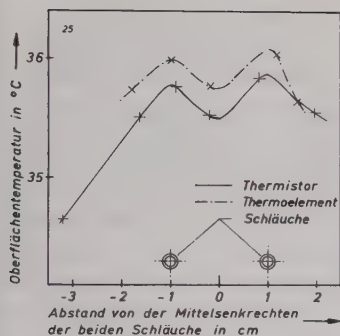


Abb. 46 Hautoberflächentemperatur direkt mit Oberflächentemperaturmeßfühlern gemessen

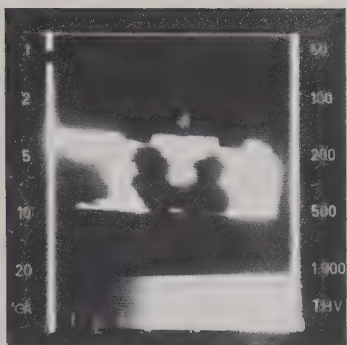


Abb. 47 Thermogramm der AGA-Kamera von der Hautoberfläche Referenzstr. nach Korr. 32,6 °C

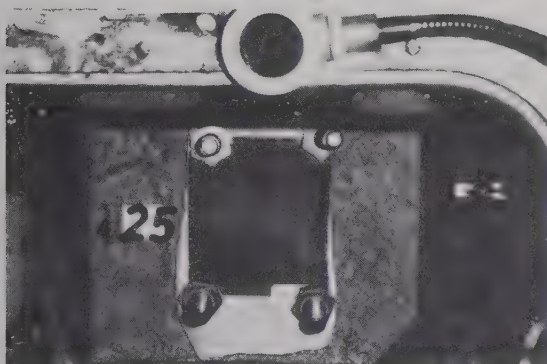


Abb. 48  
Thermogramm der  
Thermofolie von  
der Hautoberfläche  
+)

Zu Abb. 46 - 48 : Versuch 25

Schlauchtiefe 1,0 cm  
Schlauchtemperatur 39,5 °C  
Abstand der Schläuche 14-21 mm  
(vgl. Abb. 46)

Sonst siehe Text zu Abb. 27-29

nachzuweisen war, und andererseits im Modell die Schlauchtiefe nur mit einer Genauigkeit von  $\pm 1,5$  mm eingestellt werden konnte, ließ sich eine Abhängigkeit der nachweisbaren Schlauchtiefe als Funktion des Abstandes der Schläuche für physiologisch sinnvolle Schlauchabstände und Temperaturen experimentell nicht ermitteln.

#### 5.4 Vergleichende Messung der Hautoberflächentemperatur von frisch exzidiierter Schweinehaut mit einer heißen Ader im Unterhautfettgewebe

Um zu überprüfen, ob die bisher erhaltenen Ergebnisse auch auf eine frisch exzidierte Haut mit einer dicken Fettgewebsschicht übertragbar sind, wurde aus dem Rücken eines frisch geschlachteten Schweins Haut mit Fettgewebe herausgeschnitten. Unmittelbar unter der Haut im Fettgewebe befindet sich der Silikon-schlauch (siehe Abbildung 49). Da das Hautfettgewebe nicht nach allen notwendigen Seiten direkten Kontakt zur Behälterwand hatte, wurde der fehlende Raum mit nassem Seesand gefüllt (vgl. Abb. 50).

Die Messungen zeigen, daß für die Grenzen der Erkennbarkeit nicht die Behältertemperatur und auch nicht die absolute Schlauchtemperatur entscheidend ist, sondern die Differenz der Temperatur des Schlauches zur Hautoberflächentemperatur in "Ruhe", d.h. wenn der Schlauch nicht vorhanden wäre. Die Oberflächentemperatur der Schweinehaut mit dem Unterhautfettgewebe ist geringer als die der menschlichen Haut mit Seesand. Wird von der Temperaturdifferenz des Schlauches zur Hautoberfläche in "Ruhe" ausgegangen, so stimmen die Ergebnisse für die Grenzen der Erkennbarkeit bei der menschlichen Haut mit Seesand und der Schweinehaut mit Unterhautfettgewebe überein. Auf gesonderte Abbildungen wurde verzichtet.

Die geringe Hautoberflächentemperatur der Schweinehaut mit Unterhautfettgewebe läßt sich nur durch eine wesentlich kleinere Wärmeleitfähigkeit des Unterhautfettgewebes der Schweinehaut als die des nassen Seesandes erklären, so daß die Schweinehaut weniger vom Temperierbad 1 und mehr von der niedrigeren Temperatur der Umgebungsluft beeinflusst wird. Um diesen Unterschied zu demonstrieren, wurde unmittelbar nebeneinander die Schweinehaut mit Unterhautfettgewebe und die menschliche Haut mit nassem Seesand gelegt. Unter beiden Häuten läuft der gleiche Silikonschlauch entlang. In den Abbildungen 51, 53, 54 und 55 ist deutlich der Temperaturunterschied zu erkennen. Die Temperatur der Hautoberfläche des Schweins liegt, wie aus der Abbildung 51 ersichtlich, außerhalb des Meßbereichs der Thermofolie,

während die der menschlichen Haut erfaßt wird.

Außerdem läßt sich beobachten, daß die Hautoberflächentemperatur des Schweins gemessen mit der Thermovision der AGA-Kamera um ca. 4,7 K tiefer liegt als die, die nach der direkten Methode mit den Oberflächentemperaturmeßfühlern erhalten wird. Damit ist die frisch exzidierte Schweinehaut ein schlechterer schwarzer Strahler als die frisch exzidierte menschliche Haut.

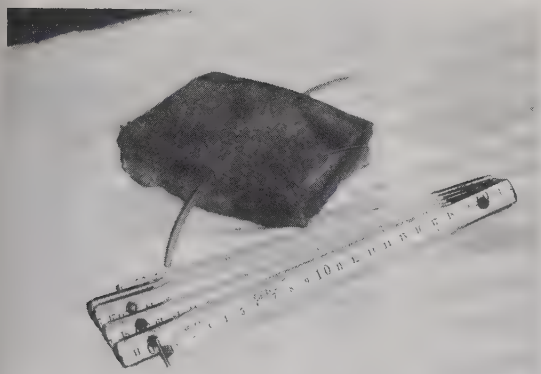


Abb. 49  
Anordnung des Silikon-  
schlauches  
(Durchmesser 3 mm)  
im Unterhautfettge-  
webe einer frisch  
exzidierten Schwei-  
nehaut +)



Abb. 50  
Anordnung der  
Schweinehaut (links)  
und der menschlichen  
Haut (rechts) im  
Modell +)

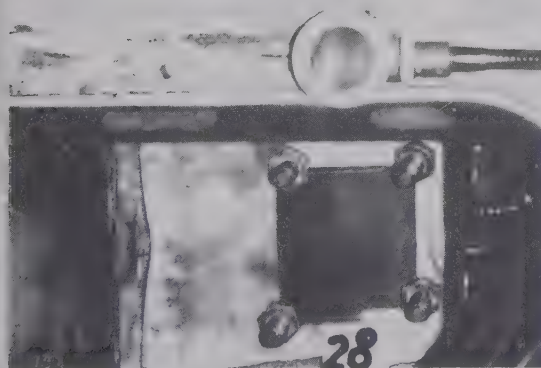
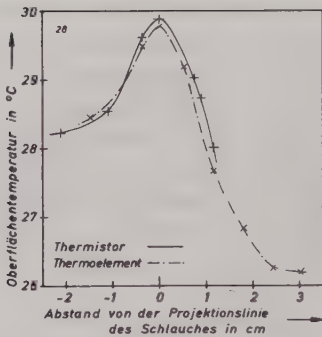
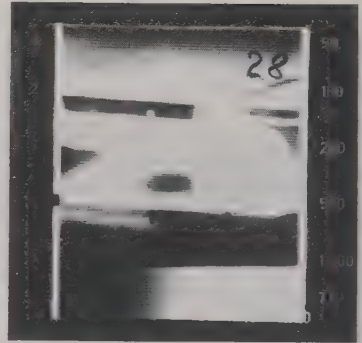


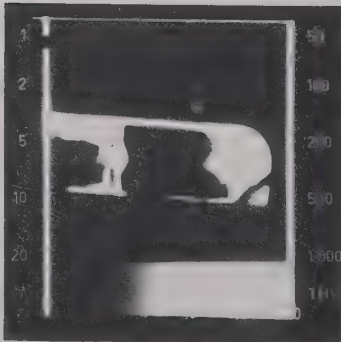
Abb. 51  
Thermogramm der  
Thermofolie von der  
Hautoberfläche +)



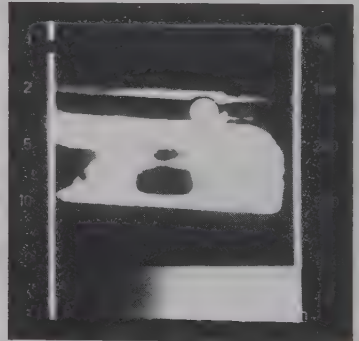
**Abb. 52** Hautoberflächentemperatur des Schweins direkt mit Oberflächentemperaturmeßfühlern gemessen



**Abb. 53** Thermogramm der AGA-Kamera von der Hautoberfläche 10-K-Temperaturbereich Referenzstr. nach Korr. 32,6 °C



**Abb. 54** Thermogramm der AGA-Kamera von der Hautoberfläche des Menschen 1-K-Temperaturbereich



**Abb. 55** Thermogramm der AGA-Kamera von der Hautoberfläche des Schweins 1-K-Temperaturbereich

**Zu Abb. 51 - 55 : Versuch 28**

|                    |         |
|--------------------|---------|
| Schlauchtiefe ca.  | 0,25 cm |
| Schlauchtemperatur | 38 °C   |
| Zimmertemperatur   | 20,9 °C |

Sonst siehe Abb. 27-29

### 5.5 Diagnostische Möglichkeiten der Messung der Hautoberflächentemperatur mit der Thermofolie im Vergleich zur Thermovision

Aus den Abbildungen 27-35 ist ersichtlich, daß es nur notwendig ist, die Thermofolie mit der Thermovision bei Versuchen zu vergleichen, bei denen der Schlauch sich unmittelbar unter der exzidierten Haut befindet. Damit der Verlauf des Schlauches sich etwas besser durch die Hautoberflächentemperatur darstellt, wird der Versuch 21 der Abbildungen 27-29 verändert, indem die Schlauchtemperatur um 0,5 K erhöht wird. In den Abbildungen 56-58 sind die Thermogramme der AGA-Kamera und in den Abbildungen 59-61 die der Thermofolie zu sehen.

Die Thermogramme der Thermovision der AGA-Kamera von der Hautoberfläche zeigen ein zeitlich konstantes Temperaturbild. Der Verlauf des Schlauches ist sowohl im 1-K- wie im 10-K-Temperaturbereich gut zu erkennen. Der 10-K-Temperaturbereich wird vorwiegend in der Klinik verwendet. Dieses Bild kann durch das Einblenden von Isothermen verbessert werden, so daß der Kontrast ungefähr dem 1-K-Temperaturbereich Bild entspricht. Indem die Isothermen verschoben und Farbfilter verwendet werden, läßt sich die Lesbarkeit noch zusätzlich verbessern. Der Temperaturbereich und die Lage des Temperaturbereichs im Temperaturspektrum werden durch einfache Einstellung gewählt. Flächenmäßig kleine Strukturen der Oberfläche können durch geeignetes Verstellen des Abstandes Objekt-Kamera und des Fokus abgebildet werden. Falls eine weitere Vergrößerung gewünscht wird, muß die Optik der Kamera baulich verändert werden. Die Kosten für diese Kamera sind sehr hoch. Jedoch ist sie relativ störunanfällig. Die abgebildeten Thermogramme wurden mit einer Kamera hergestellt, die schon 3420 Stunden in Betrieb war. Für den klinischen Einsatz der Thermovision wird ein besonderer temperierter Raum benötigt, bei dem die Wände möglichst eine konstante Temperatur haben, die Konvektion der Luft gering und keine zusätzlichen Wärmequellen (Heizung, Glühlampen, Fenster) vorhanden sind.

Im Vergleich dazu kann die Thermofolie auch in der ärztlichen Praxis bei Tageslicht in einem gewöhnlichen Raum verwendet werden. Die Kosten der Folie dürften, eine entsprechende Massenfertigung vorausgesetzt, niedrig sein. Die Haltbarkeit einer solchen

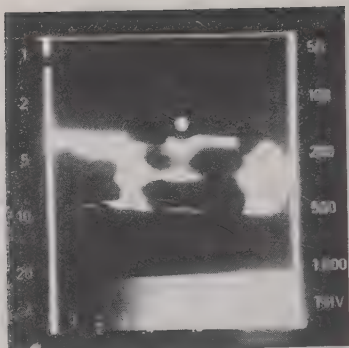


Abb. 56  
Thermogramm der AGA-Kamera  
von der Hautoberfläche  
Referenzstrahler nach  
Korrektur  $33,6^{\circ}\text{C}$   
1-K-Temperaturbereich

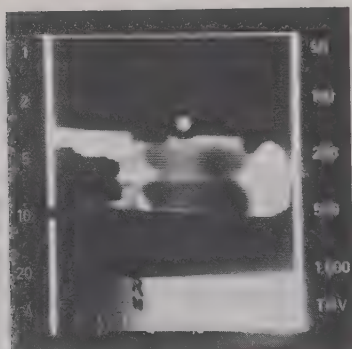


Abb. 57  
Thermogramm der AGA-Kamera  
von der Hautoberfläche  
Referenzstr. nach Korr.  $33,6^{\circ}\text{C}$   
10-K-Temperaturbereich

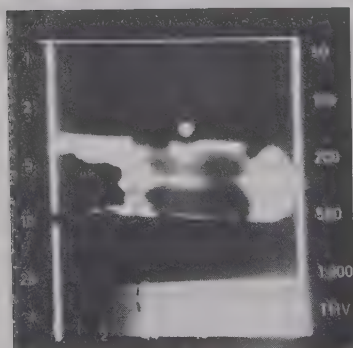


Abb. 58  
Thermogramm der AGA-Kamera  
von der Hautoberfläche wie  
Abb.57 aber mit Isotherme

Zu Abb. 56-61: Versuch 22  
Schlauchttemperatur  $38^{\circ}\text{C}$   
sonst siehe Text zu  
Abb. 27-29

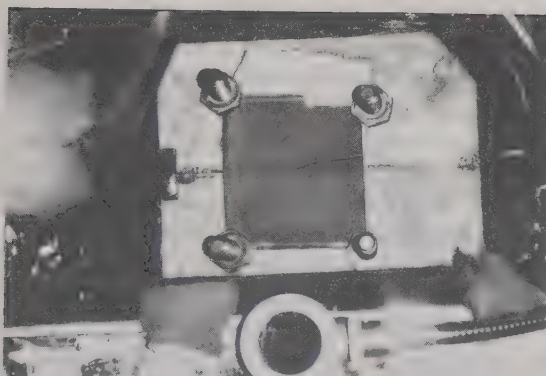


Abb. 59  
Thermogramm der  
Thermofolie von der  
Hautoberfläche kurz  
nach dem Auflegen  
der Folie auf die  
Haut +)

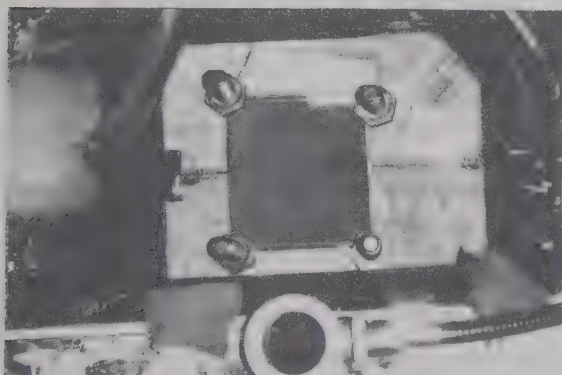


Abb. 60  
Thermogramm der  
Thermofolie von der  
Hautoberfläche ca.  
1 min nach dem Auf-  
legen der Folie auf  
die Haut +)

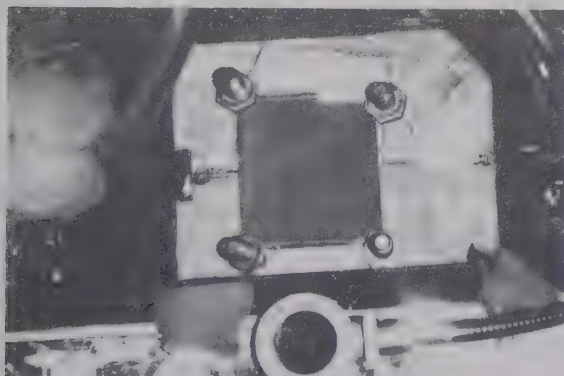


Abb. 61  
Thermogramm der  
Thermofolie von der  
Hautoberfläche ca.  
2 min nach dem Auf-  
legen der Folie auf  
die Haut +)

Folie beträgt nach den Mitteilungen der Firma ca. 3 Monate. Jede Folie hat einen durch die Fertigung festgelegten Temperaturbereich innerhalb des Temperaturspektrums. Um einen größeren Temperaturbereich mit einer optimalen Temperaturauflösung auszumessen, sind mehrere Folien nötig. Flächenmäßig kleine Strukturen der Oberfläche können nur bei entsprechender Größe der kleinen Farbdetektoren und sicherem Farbwechsel bei einer bestimmten Temperatur aufgelöst werden. Wie in den Abbildungen 59-61 dargestellt ist das Temperaturbild der Thermofolie zeitlich nicht konstant. Dies ist erklärlich, da die Verdunstung der Haut unterbrochen wird. Eine Verbesserung der Folie, indem kleine Poren in die Folie eingefügt werden, erscheint denkbar. Außerdem wurde beobachtet, daß das Temperaturbild abhängig vom Auflagedruck ist. Geringe Temperaturgradienten lassen sich deshalb schlecht erkennen.

Zur Darstellung oberflächennah gelegener Gefäße ist diese Abhängigkeit vom Auflagedruck jedoch von besonderem diagnostischem Wert. Gefäße zeigen im Vergleich zum umgebenden Gewebe eine gewisse Druckresistenz. Die relative Druckresistenz der oberflächennah gelegenen Gefäße bringt die Hautoberfläche über den Gefäßen näher an die Folie heran und ermöglicht zusammen mit der erhöhten Temperatur eine besonders gute Darstellung der oberflächennah gelegenen Gefäße.

Durch das Andrücken der Folie auf die Hautoberfläche wird, wie leicht zu verstehen, die Vasozirkulation beeinflusst. Um reproduzierbare Werte zu erhalten, wäre es erstrebenswert, wenn mit einem definierten Auflagedruck gearbeitet wird.

Die Folie zeigt interessante Alternativen zu den bisher bekannten diagnostischen Möglichkeiten mit dem Ausblick einer weiteren Entwicklung.

## 6. Auswertung und Diskussion der Meßergebnisse

### 6.1 Die Erkennbarkeit von heißen und kalten Stellen in Abhängigkeit von der Tiefe unter der Hautoberfläche

Bei den Versuchen wurde die Wärmeleitfähigkeit der Schicht unter der Haut verändert, und damit ließen sich unterschiedliche Hautoberflächentemperaturen erreichen. Die Temperatur einer Ader unter der Haut konnte solange verändert werden, bis der Verlauf der Ader im Thermogramm der AGA-Kamera von der Hautoberfläche gerade im 1-K-Temperaturbereich erkannt wurde.

Um die heiße Ader durch eine veränderte Hautoberflächentemperatur nachzuweisen, ist es nur entscheidend, um wieviel die Temperatur der Ader von der Gewebstemperatur abweicht, wenn die Ader nicht vorhanden wäre. Es wird also die Temperaturdifferenz betrachtet zwischen zwei Zuständen, einmal die Temperatur der Gewebsstelle, wenn keine Ader existiert, und ein anderes Mal die Temperatur der Ader, die diese Gewebsstelle ersetzt. Da die Temperatur der Gewebsstelle, wenn die warme Ader nicht vorhanden ist, schwer gemessen werden kann, wird mit guter Näherung die Hautoberflächentemperatur über der Ader genommen, wenn durch den Schlauch kein Wasser hindurchfließt. Das vorhandene Wasser nimmt dabei die Temperatur der Umgebung an.

Bei den Versuchen wurde durch den Schlauch sowohl wärmeres als auch kälteres Wasser hindurchgepumpt. Beim heißen Wasser im Schlauch ist die Hautoberflächentemperatur über dem Schlauch wärmer als die Umgebung der Haut. Auf der Hautoberfläche über dem Schlauch fällt der Temperaturgradient zur Umgebung ab. Beim kälteren Schlauch dagegen ist auch die Temperatur auf der Hautoberfläche über dem Schlauch kälter als die Umgebung. Der Temperaturgradient steigt zur Umgebung an. Dabei wurde berücksichtigt, daß, falls der Wasserzufluß zum Schlauch gesperrt wird, durch den besonderen Aufbau des Modells die Temperatur von der Hautmitte zum Behälterrand ansteigt. Es können also diagnostisch sowohl heiße als auch kalte Stellen unter der Haut unterschieden werden. Da die kalten Stellen im Gegensatz zu den heißen nur ein entgegengesetztes Vorzeichen für die Temperaturdifferenz und den Temperaturgradienten auf der Hautoberfläche aufweisen,

sind diese Versuche nicht gesondert dargestellt worden. Im folgenden werden deshalb die kalten Stellen nicht mehr besonders betrachtet. Die Überlegungen und Ergebnisse lassen sich leicht analog auf die kalten Stellen übertragen.

Da die Temperatur von der Hautoberfläche zum Körperkern ansteigt, muß auch die Temperaturdifferenz des Schlauches zur unbeeinflussten Hautoberfläche - wenn der Schlauch nicht vorhanden ist - größer sein, je tiefer der Schlauch unter der Haut liegt, um noch durch eine veränderte Hautoberflächentemperatur erkannt zu werden. Wie diese Abhängigkeit im Modell aussieht, wobei als Erkennungsgrenze die Möglichkeiten der Thermovision dienen, ist in der Abbildung 62 dargestellt.

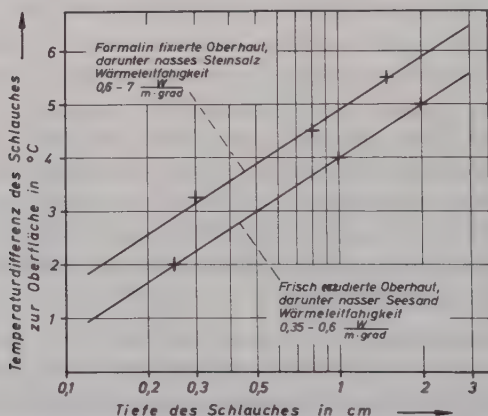


Abb. 62 Grenzen der Erkennbarkeit eines Schlauches unter der Haut in Abhängigkeit von der Tiefe des Schlauches und der Differenz der Temperatur des heißen Schlauches zur unbeeinflussten Temperatur der Hautoberfläche, wenn der Schlauch nicht vorhanden ist. (Halblogarithmische Darstellung)

Die Wärmeleitfähigkeit der tiefer liegenden Schichten der Haut ist, wie oben ausgeführt, physiologisch sehr unterschiedlich. Der größte physiologische Wärmeleitwert ist in einer Versuchsreihe, die in dieser Arbeit nicht weiter dargestellt wurde, durch Steinsalz simuliert worden.

Die obere Kurve der Abbildung 62 stellt das Ergebnis dieser Meßreihe dar. Als Haut wurde frische formalinfixierte menschliche Oberhaut aus dem oberen Teil der unteren Extremität genommen. Die formalinfixierte Haut ist nach den Messungen ein besserer schwarzer Strahler als die frisch exzidierte Haut. Es wurde nur eine Temperaturdifferenz der Thermovision zur direkten Methode mit den Oberflächentemperaturmeßfühlern von 3 K erhalten.

Für den physiologisch kleinsten Wärmeleitwert ist Seesand gewählt worden. (Noch kleinere Werte ergaben sich bei dem Fettgewebe des Schweins). In der unteren Kurve der Abbildung 62 ist das Ergebnis der Messungen dargestellt.

Nach diesen experimentellen Meßergebnissen wird also die Erkennbarkeit einer heißen Ader unter der Haut in der Klinik zwischen den beiden Grenzkurven der Abbildung 62 liegen. Adern, die tiefer liegen, werden breit im Temperaturfeld der Hautoberfläche abgebildet, während die Darstellung oberflächennah gelegener Adern schärfer ist und nur wenig von der tatsächlichen Größe abweicht.

Für die untere Kurve der Abbildung 62 des Experiments ergibt sich folgende Gleichung:

$$(62) \quad \delta\theta = 4 + 3,32 \lg a \quad ,$$

wobei  $\delta\theta$  die Differenz der Temperatur des Schlauches zur unbeeinflussten Temperatur der Hautoberfläche in K und  $a$  die Tiefe des Schlauches in cm ist.

Aus den Abbildungen 27,30 und 33 ist zu ersehen, daß bei den vorhandenen Versuchsbedingungen der Schlauch durch das Temperaturfeld der Hautoberfläche erst dann erkannt werden kann, wenn der Temperaturgradient 1 cm neben der Projektionslinie des Schlauches auf die Hautoberfläche - absolut gesehen - größer ist als  $1 \text{ K cm}^{-1}$ . Natürlich lassen sich mit allen Meßmethoden auf einer größeren Strecke noch geringere Temperaturgradienten nachweisen. Aber um auf der Hautoberfläche mit Hilfe der Temperatur ein Gefäß zu erkennen, muß, wie aus dem Experiment ersichtlich, seitlich neben der Projektionslinie des Gefäßes ein Mindesttemperaturgradient zur unmittelbaren Umgebung existieren.

Für die theoretisch hergeleiteten Gleichungen wurden viele Zusammenhänge vereinfacht, und die Berechnungen nur näherungsweise und teilweise mit Literaturwerten durchgeführt. Die gute Übereinstimmung von Theorie und Experiment - wie aus den Abbildungen 27, 30 und 33 zu ersehen - zeigt, daß die theoretischen Überlegungen im Prinzip richtig und die vorgenommenen Vereinfachungen zulässig sind. Wenn die experimentell gefundenen Ergebnisse des Modells auf den menschlichen Körper übertragen werden, können deshalb die theoretischen Überlegungen bei Beachtung der Näherungen angewendet werden. Bei der Berechnung der Temperaturgradienten liegen die theoretisch gefundenen Werte noch innerhalb der Meßfehler des Experiments. Daß das Abstandsgesetz (Abbildung 62) in der Theorie und im Experiment zwar qualitativ aber nicht quantitativ übereinstimmt, ist durchaus erklärbar, da die Randbedingungen des Modells in der Theorie vernachlässigt wurden. Die sich aus Gleichung (59) ergebende theoretische Kurve ist deshalb in Abbildung 62 nicht eingezeichnet worden.

## 6.2 Auflösung von zwei heißen Stellen

Um zwei wärmere Punkte auf der Hautoberfläche erkennen zu können, ist es notwendig, daß erstens diese Punkte von der Meßapparat flächenmäßig aufgelöst werden und zweitens zwischen den beiden Punkten sich ein so großer Temperaturgradient befindet, daß diese Punkte sich als zwei getrennte Punkte in der Messung darstellen.

Wie schon bei der Betrachtung einer heißen Stelle ausgeführt wurde, wird ein Gefäß, je tiefer es liegt, desto breiter durch das Temperaturfeld der Hautoberfläche abgebildet. Die Temperaturbilder zweier Gefäße überlagern sich, so daß der Temperaturgradient der Hautfläche zwischen den Projektionslinien beider Gefäße wesentlich geringer ist als zur Umgebung. Dies ist deutlich in den Abbildungen 42 und 46 zu erkennen. Der Temperaturgradient aber ist signifikant für die Grenzen der Erkennbarkeit. Experimentell zeigt es sich, daß zwei Gefäße mit physiologisch sinnvollem Abstand und Temperatur in einer Tiefe unter der Haut, die größer ist als 1 cm, mit der Thermovision der Hautoberfläche nicht mehr erkannt werden können.

Andererseits kann das Temperaturbild einer breiteren wärmeren Hautfläche durch zwei heiße Gefäße in größerer Tiefe erzeugt werden. Dies ist differentialdiagnostisch von Bedeutung.

### 6.3 Kritik und Ausblick

Da das Modell nicht die Konvektion der Wärme im Innern des Körpers berücksichtigt, ist es nicht leicht, die gewonnenen Erkenntnisse auf den Menschen in vivo zu übertragen. Die Konvektionsverhältnisse im Körper in vivo durch ein Modell nachzubilden, kann nur schwer verwirklicht werden. Tierversuche würden diese Lücke schließen. Sie sind jedoch einer weiteren Arbeit vorbehalten.

Die im Hautmodell verwendete frisch exzidierte und die formalinfixierte Haut des Menschen als auch die frisch exzidierte Haut des Schweins weichen, wie aus dem Vergleich der Thermovision mit der direkten Oberflächentemperaturmessung ersichtlich, in ihrem Strahlungsverhalten nur wenig von einem idealen schwarzen Körper und damit von der menschlichen Haut in vivo ab. Die Unterschiede haben keinen Einfluß auf die gefundenen Meßergebnisse.

Weiterhin ist offen geblieben, die Grenzen der Erkennbarkeit mit der Thermofolie und den Oberflächentemperaturmeßfühlern zu bestimmen. Für die Thermofolie fehlen dazu noch einige technische Daten wie z.B. der günstigste Auflagedruck, Aufnahmezeitpunkt und das Temperaturspektrum sowie die Fertigungstoleranzen. Da nur eine Folie zur Verfügung stand, konnten die fehlenden Daten nicht bestimmt werden. Unbefriedigend ist es, daß die Herstellerfirma nicht bekannt gab, aus welchem Material die Folie aufgebaut ist und welche Substanz die Farbänderung bewirkt. Die Farbänderung der Folie ist ähnlich der der Cholesterol-Kristalle. Diese Kristalle wurden 1964 von Fergason <sup>34)</sup> beschrieben und 1967 von Williams <sup>35)</sup> zur Messung der Hautoberflächentemperatur verwendet. Die Anwendung dieser Kristalle in der Thermographie diskutierten 1970 Gros und Mitarbeiter <sup>36)</sup>. Sie gaben dabei an, wie sich die Wellenlänge des von den Kristallen reflektierten Lichtes als Funktion der Temperatur ändert.

Die Oberflächentemperaturmeßfühler zur direkten Messung der Hautoberflächentemperatur erwiesen sich als sehr genau. Die kleinen Temperaturschwankungen der Hautoberfläche des Modells bedingt durch die geringe Konvektion der Luft des klimatisierten Raumes und die Temperaturschwankungen der Temperierbäder

störten erheblich. Ein Umbau der Apparatur, so daß die Temperaturschwankungen der Hautoberfläche des Modells kleiner sind als die Meßgenauigkeit der Meßfühler, war mit den vorhandenen Mitteln nicht möglich. Interessant war die Beobachtung, daß die Temperatur der Haut des Menschen in vivo wesentlich besser geregelt wird.

Bei den Experimenten der vorliegenden Arbeit floß die Wärme immer vom Körperkern zur Umgebung. Stolwijk und Hardy <sup>37)</sup> und Hardy und Mitarbeiter <sup>38)</sup> gaben 1965 Versuche an, bei denen durch intensive äußere Bestrahlung bzw. durch Einwirken von warmem Wasser die Wärmebilanz eine entgegengesetzte Richtung hatte. Sie berechneten dabei die Temperaturverteilung der Haut für unterschiedliche Tiefen. Die Temperaturverteilung unter der Haut einer warmen und einer kalten Mamma bis 5 cm Tiefe wurde vor kurzem mit einer Thermoelementnadel von Jones <sup>39)</sup> gemessen.

Durch vergleichende Messungen der Hautoberflächentemperatur zur Körperkerntemperatur an verschiedenen Stellen zeigten Stolwijk und Hardy <sup>40)</sup> 1966, daß eine Änderung der Verdunstung der Hautoberfläche früher und empfindlicher durch die Hautoberflächentemperatur angezeigt wird. Daher ist es durchaus denkbar, daß die Messung der Hautoberflächentemperatur in Zukunft genauso zur Diagnostik herangezogen wird wie die Messung der Rektal- oder Sublingualtemperatur.

Eine ähnliche Zielsetzung wie die vorliegenden Ausführungen hatten Draper und Boag <sup>41,42)</sup> 1971 für ihre theoretischen Überlegungen. Sie gehen jedoch von einem Ansatz aus, der von ihnen als Newton'sches Gesetz bezeichnet wird. Dabei zitieren sie eine theoretische Abhandlung von Awbery <sup>43)</sup>, die inhaltlich weitgehend übernommen wird. -

Im Gegensatz dazu ist der theoretische Ausgangspunkt der vorliegenden Arbeit die Energiebilanzgleichung, die mit Hilfe des bekannten Fourier'schen Ansatzes gelöst wird. Die durch die Theorie errechneten Ergebnisse werden durch Experimente an einem Modell überprüft und stimmen quantitativ mit den Messungen überein. Vorhandene geringfügige Abweichungen können erklärt werden.

Während diese Arbeit gedruckt wurde, erfuhr der Autor, daß bei Professor Ch. P. Gros \* in Straßburg ein Hautmodell entwickelt wird, mit dem offensichtlich die Theorie von Draper und Boag <sup>41,42)</sup> experimentell überprüft werden soll.

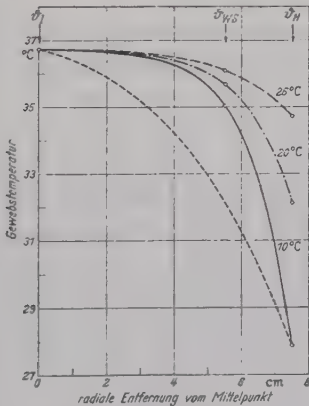
\* Charles P. Gros, Service Central de Radiobiologie,  
Centre hospitalaire - Universitaire de Strasbourg,  
1, place de l' Hôpital, 67 Strasbourg, France.

## 7. Anwendungen für die klinische Diagnostik

### 7.1 Temperaturverlauf im Körper des Menschen nach Thron

Bei den bisherigen Betrachtungen wurde vorwiegend davon ausgegangen, daß unter der Hautoberfläche unterschiedliche Temperaturzustände existieren. Die abweichende Temperatur eines bestimmten Gewebsbezirkes muß jedoch durch zusätzliche oder fehlende Wärmequellen erzeugt werden. Der Temperaturunterschied einer heißen oder kalten Stelle zur Umgebung ist deshalb davon abhängig, wie groß die in einer Zeit- und Volumeneinheit erzeugte Wärmemenge  $q$  dieser Stelle im Verhältnis zur Umgebung ist. Die Wärmeproduktion des umgebenden Gewebes hat deshalb einen großen Einfluß darauf, wie gut eine heiße oder kalte Stelle unter der Haut erkannt werden kann.

Die Temperaturverteilung in der menschlichen Gesichtshaut in Abhängigkeit von verschiedenen Umgebungstemperaturen wurde von Thron <sup>19)</sup> 1956 experimentell bestimmt. (Siehe Abbildung 63).



Gewehtemperaturverteilung an der Wange bei verschiedenen Umgebungstemperaturen, extrapoliert aus den Temperaturen zu beiden Seiten der Wange ( $t_{\text{HWS}}$ ,  $\theta_{\text{H}}$ ) sowie der Sublingualtemperatur ( $\theta_{\text{S}}$ ). Unterste Kurve (gestrichelt) errechnet nach Gl. (10), übrige Kurven nach Gl. (11)

Abb. 63  
Temperaturverteilung  
in der menschlichen  
Gesichtshaut.  
Aus Thron <sup>19)</sup>

Die unterste gestrichelte Kurve der Abb. 63 berechnete Thron <sup>19)</sup>, indem eine gleichförmige Wärmeproduktion vorausgesetzt wurde, und die drei oberen Kurven durch Annahme zusätzlicher Wärmequellen durch Abkühlen des Blutstromes.

Die von Thron experimentell gefundenen Werte lassen sich auch gut berechnen, wenn angenommen wird, daß die Wärmeproduktion eine Funktion des Abstandes vom Körpermittelpunkt ist. Dadurch wird eine Aussage erhalten, wie sich die Wärmeproduktion im Körper verteilt und bei verschiedenen Umgebungstemperaturen verhält.

Die Ausgangsgleichung ist die gleiche wie bei Thron <sup>19)</sup> und wurde schon in der Gleichung 23 dargestellt:

$$(23) \quad \frac{\partial^2 \theta}{\partial r^2} + \frac{2}{r} \frac{\partial \theta}{\partial r} + \frac{q}{k} = 0$$

Abweichend sei jetzt aber die Wärmeproduktion nicht mehr gleichmäßig verteilt, sondern

$$(63) \quad q = f(r) \quad .$$

Die oberste experimentelle Kurve der Abbildung 63 läßt sich gut kalkulieren, wenn für die Wärmeproduktion von dem Ansatz

$$(64) \quad q = q_1 \cdot r^2$$

ausgegangen wird.  $q_1$  ist dabei eine Konstante.

Die Lösung der Euler'schen Differentialgleichung Gleichung (23) mit der parabolischen Verteilung der Wärmeproduktion Gl. (64) lautet:

$$(65) \quad \theta = - \frac{1}{20} \frac{q_1}{k} r^4 + \text{konst.}$$

Werden die Randbedingungen des Experiments eingesetzt, so folgt für den mittleren gemessenen Wert die Temperatur

$$\theta = 36,2 \text{ } ^\circ\text{C}$$

in guter Übereinstimmung mit dem Experiment.

Die beiden unteren experimentellen Kurven der Abbildung 63 lassen sich berechnen, indem für die Wärmeproduktion der Ansatz

$$(66) \quad q = q_2 \cdot r^3$$

gemacht wird.  $q_2$  ist dabei eine Konstante.

Die Lösung der Euler'schen Differentialgleichung Gleichung (23) mit der kubischen Verteilung der Wärmeproduktion Gl. (66) lautet:

$$(67) \quad \theta = - \frac{1}{30} \frac{q_2}{k} r^5 + \text{konst.}$$

Wiederum werden als Randbedingungen die des Experiments eingesetzt. Für den mittleren gemessenen Temperaturwert der mittleren

experimentellen Kurve der Abbildung 63 ergibt sich

$$\vartheta = 35,8^{\circ}\text{C}$$

und der unteren experimentellen Kurve

$$\vartheta = 34,9^{\circ}\text{C} \quad .$$

Auch diese Berechnungen dürften innerhalb der Meßgenauigkeit liegen.

Als Ergebnis folgt daher, daß die Wärmeproduktion in der Peripherie größer ist als im Kern und daß, wenn die Umgebungstemperatur erniedrigt wird, die Wärmeproduktion in der Peripherie stärker anwächst als im Kern. Die mathematischen Gesetze der Verteilung der Wärmeproduktion im Körper sind durch die Gleichungen (64) und (66) und die der Temperatur durch die Gleichungen (65) und (67) angegeben. Gleichungen (64) und (65) gelten für eine Umgebungstemperatur von  $26^{\circ}\text{C}$  und die Gleichungen (66) und (67) für eine Umgebungstemperatur von  $10-20^{\circ}\text{C}$ .

Die Wärmeproduktion im Körper des Menschen ist damit eine Funktion des Abstands vom Körperkern und der Umgebungstemperatur.

Damit eine heiße Stelle unter der Haut, deren Wärmeproduktion durch einen Wechsel der Umgebungstemperatur nicht beeinflusst wird, gut erkannt werden kann, muß die Wärmeproduktion des umgebenden Gewebes möglichst gering sein. Die Umgebungstemperatur sollte deshalb ungefähr bei  $26^{\circ}\text{C}$  liegen.

Für kalte Stellen, die keine Wärmequellen mehr haben, die vom Körper beeinflusst werden, gilt eine ähnliche Überlegung. Die Wärmeproduktion des umgebenden Gewebes sollte möglichst hoch sein. Eine Umgebungstemperatur von  $20^{\circ}\text{C}$  wäre deshalb günstig, um diese kalten Stellen erkennen zu können.

## 7.2 Grenzen der Erkennbarkeit von heißen und kalten Stellen in vivo

Das Hautmodell idealisiert die Verhältnisse der Haut in vivo. Die Wärmeübertragung durch die Konvektion des Blutes sowohl in der Richtung der Normalen als auch in der Tangente zur Hautoberfläche wird nicht berücksichtigt. Weiterhin befinden sich innerhalb des Modellbehälters bis auf den Schlauch keine weiteren Wärmequellen, und die Ersatzsubstanzen für das Unterhautfettgewebe sind relativ homogen.

Wie jedoch bei den theoretischen Überlegungen gezeigt wurde, sind dies die günstigsten Bedingungen, um eine heiße oder kalte Stelle unter der Haut durch Veränderung der Hautoberflächentemperatur zu erkennen. Die Verhältnisse in vivo können nur schlechter werden, indem heiße oder kalte Stellen erst durch eine veränderte Hautoberflächentemperatur bemerkt werden, wenn die Temperatur höher oder die Tiefe der Stelle geringer ist als in der Abbildung 62 angegeben.

Von dieser Regel sind jedoch Ausnahmen denkbar, wenn z.B. ein Gefäß unmittelbar von der heißen Stelle zur Hautoberfläche führt oder die Gefäßversorgung der Umgebung durch diese heißen oder kalten Stellen signifikant verändert wird.

Für eine veränderte Hautoberflächentemperatur sind mehrere Ursachen verantwortlich, die differentialdiagnostisch sich teilweise schwer unterscheiden lassen. So kann eine breite wärmere Hautoberfläche sowohl durch zusätzliche Wärmequellen, durch eine bessere Wärmeleitfähigkeit der Schichten unter der Haut, durch Blutströmung, die direkt vom Körperkern kommt, als auch durch einzelne wärmere Gefäße, die in der Tiefe liegen und deren Wärmebild breit und verschwommen auf der Hautoberfläche abgebildet wird, verursacht werden.

Kältere Hautbezirke können vorkommen, wenn sich unter der Haut Fettinseln, die eine schlechte Wärmeleitfähigkeit haben, Gewebsbereiche, deren Gefäßversorgung schlecht ist und die ihre Wärmeproduktion beschränken, und kalte Tumoren befinden. Je tiefer diese Stellen desto unschärfer sind die Konturen des Wärmebildes auf der Hautoberfläche. Besonders schwierig dürfte

die Diagnose bei einem mosaikartigen Temperaturbild sein, weil dann als Ursache heiße und kalte Stellen nicht differenziert werden können. Außerdem muß in vivo die segmentale Gefäßversorgung, deren getrennte Innervation und lokale Hautreaktionen beachtet werden.

Als Resümee bleibt, daß eigentlich nur einzelne wärmere Gefäße bis ca. 2 cm Tiefe, deren Verlauf man durch das Temperaturbild verfolgen und mit der Erfahrung vergleichen kann, sich sicher diagnostizieren lassen. Tiefer liegende Gefäße sind breit und unscharf, oberflächennah gelegene nur wenig größer und scharf begrenzt abgebildet. Wird die Tiefe des Gefäßes durch Kontrastmittel röntgenologisch ermittelt, so läßt sich nach der Abbildung 62 die Mindesttemperaturdifferenz dieses Gefäßes zur allgemeinen Hautoberfläche angeben.

### 7.3 Untersuchungsbedingungen für die optimale Erkennbarkeit von heißen und kalten Stellen unter der Haut in vivo

Die Bedingungen, die an einen Untersuchungsraum zu stellen sind, um die Thermographie für die medizinische Diagnostik einzusetzen, wurden von Gros und Mitarbeitern <sup>44)</sup> 1968 beschrieben. Diese Ausführungen sind auf Grund der vorliegenden Ergebnisse wie folgt zu erweitern.

#### 7.3.1 Heiße Stellen

Eine heiße Stelle unter der Haut kann am günstigsten durch eine veränderte Hautoberflächentemperatur erkannt werden, wenn

1. die Umgebungstemperatur niedrig,
2. die Wärmeproduktion des umgebenden Gewebes klein und
3. die Verdunstung von Flüssigkeit auf der Hautoberfläche groß ist.

Die Ziffern 1 und 2 widersprechen sich jedoch, da nach den Untersuchungen von Thron <sup>19)</sup> die Wärmeproduktion in der Körperschale bei niedriger Umgebungstemperatur besonders erhöht wird. Es wird daher für die Untersuchungen der heißen Stellen empfohlen eine Umgebungstemperatur der Luft von  $26^{\circ}\text{C}$ , bei der die Wärmeproduktion der Körperschale am geringsten ist, und eine künstliche lokale Erhöhung der Verdunstung des betrachteten Hautgebietes, indem eine leicht verdunstende Flüssigkeit z.B. Alkohol gleichmäßig auf die Haut aufgesprüht wird. Wird die Hautoberflächentemperatur durch die Thermovision ermittelt, so kann der Kontrast des Wärmebildes trotz der höheren Raumtemperatur dadurch verbessert werden, indem die Wände die der zu untersuchenden Hautfläche gegenüberliegen, auf einer geringeren Temperatur gehalten werden.

#### 7.3.2 Kalte Stellen

Eine kalte Stelle läßt sich am günstigsten erkennen, wenn

1. die Umgebungstemperatur niedrig,

2. die Wärmeproduktion des umgebenden Gewebes hoch und
3. die Verdunstung von Flüssigkeit auf der Hautoberfläche groß ist.

Bei Beachtung der Experimente von Thron <sup>19)</sup> erscheint eine Umgebungstemperatur der Luft von 20 °C für die Untersuchungen günstig. Die Verdunstung auf der Hautoberfläche kann, falls nötig, künstlich erhöht werden. Um Gebiete zu erkennen, deren Gefäßversorgung mangelhaft ist, läßt sich die Durchblutung des gesunden Gewebes durch Medikamente erhöhen, zumal dann einerseits die Wärmeproduktion im umgebenden Gewebe und die Verdunstung auf der Hautoberfläche erhöht wird.

## 8. Zusammenfassung

Es bestand die Aufgabe, verschiedene Meßmethoden der Temperatur der Hautoberfläche zu vergleichen. Dabei wurde gleichzeitig untersucht, unter welchen Bedingungen oberflächennah gelegene heiße oder kalte Stellen durch eine veränderte Hautoberflächentemperatur erkannt werden können.

Um die Nachweisgrenzen oberflächennah unter der Haut gelegener heißer oder kalter Stellen zu ermitteln, wurde ein Hautmodell aufgebaut. Bei diesem Modell dienten als Hautoberfläche exzidierte Häute. Das Modell berücksichtigt die Wärmeleitung, -strahlung und Verdunstung.

An Meßmethoden wurde die Kontaktmessung mit Thermoelementen und Thermistoren, die Wärmestrahlungsmessung mit der Thermovision der AGA-Kamera und die Kontaktmessung mit Temperaturmeßfarben in einer Kunststoffolie der Troponwerke ausgewählt. Da die bekannten Meßgeräte für die Kontaktmessung mit Thermoelementen oder Thermistoren erheblich von den Umgebungsbedingungen beeinflußt werden, wurde ein neuer Meßfühler entwickelt. Dieser neue Meßfühler übertraf in seiner Genauigkeit alle bisher bekannten Meßmethoden für die Hautoberflächentemperatur.

Durch den Vergleich der verschiedenen Meßmethoden wurde das Strahlungsverhalten der menschlichen Haut in vivo, der frisch exzidierten menschlichen Haut, der formalinfixierten menschlichen Haut und der frisch exzidierten Schweinehaut bestimmt. Die diagnostischen Möglichkeiten der Messung der Hautoberflächentemperatur mit der Thermofolie wurde mit der Thermovision verglichen.

Die auf das Modell angewendeten theoretischen Überlegungen stimmten innerhalb der Meßgenauigkeit gut mit den Experimenten überein. Dadurch war es möglich, die Ergebnisse des Modells mit Hilfe der Theorie auf den Menschen in vivo zu übertragen. Die Nachweisgrenzen wurden explizit nur für die Thermovision dargestellt, da beim neu entwickelten Temperaturmeßfühler die Meßgenauigkeit größer war als die Temperaturschwankungen der Haut des Modells, bedingt durch die Temperierbäder und die Umgebungstemperatur der Luft, und von den Temperaturmeßfarben nur eine Folie vorlag.

Die theoretischen Methoden wurden darüber hinaus mit den experimentellen Ergebnissen von Thron <sup>19)</sup> verbunden und Ergebnisse gewonnen, die Aussagen über die Verteilung der Wärmeproduktion im Körper des Menschen in Abhängigkeit von der Umgebungstemperatur zuließen.

Die Zusammenfassung all dieser Ergebnisse mündete in der Angabe von neuen Untersuchungsbedingungen, um heiße oder kalte Stellen unter der Haut in der Klinik besser erkennen zu können.

## 9. Abstract

Die Temperatur der Hautoberfläche wird vergleichend mit einem neuentwickelten Meßfühler - Detektor Thermoelement oder Thermistor - , mit der Thermovision der AGA-Kamera und mit Temperaturmeßfarben der Troponwerke am Modell und in vivo gemessen. Dabei wird das Strahlungsverhalten verschiedener Häute bestimmt. Die Nachweismöglichkeiten oberflächennah gelegener heißer und kalter Stellen wird theoretisch und experimentell ermittelt. Die Verteilung der Wärmeproduktion im Körper in Abhängigkeit von der Umgebungstemperatur ist dargestellt. Neue Untersuchungsbedingungen, um heiße oder kalte Stellen unter der Haut in der Klinik besser zu erkennen, werden angegeben.

## Thesaurus

Hautmodell, Hautoberflächentemperatur, heiße und kalte Stellen unter der Haut, Klinische Untersuchungsbedingungen für die Thermometrie, Kontaktthermometrie, Meßgeräte für Oberflächentemperaturen, Oberflächentemperatur, Physiologie der Wärmeproduktion des Menschen, Temperaturmeßfarben, Theorie der Wärmephysiologie, Thermographie, Thermovision, Wärmestrahlung der Haut.

## 10. Literaturverzeichnis

- 1) Franke, H.: Lexikon der Physik. Franckh'sche Verlags-  
handlung, W. Keller & Co., Stuttgart (1969),  
und Deutscher Taschenbuchverlag GmbH & Co. KG.,  
München (1970)
- 2) Hardy, J.D.: The radiation of heat from the human body.  
I. An instrument for measuring the radiation and  
surface temperature of the skin. J. Clinical Investi-  
gation 13 (1934), 593
- 3) Hardy, J.D.: The radiation of heat from the human body.  
II. A comparison of some methods of measurement.  
J. Clinical Investigation 13 (1934), 605
- 4) Hardy, J.D.: The radiation of heat from the human body.  
III. The human skin as a black-body radiator.  
J. Clinical Investigation 13 (1934), 615
- 5) Hardy, J.D.: Heat transfer. In Newsburgh, M.D., Physiology  
of Heat Regulation and The Science of Clothing,  
Medical School, University of Michigan, W.B. Saunder  
Company, Philadelphia-London (1949) S. 78
- 6) Büttner, K.: Physikalische Bioklimatologie. Akad. Verlags-  
ges., Leipzig (1938)
- 7) Strunk, Th.H.: Heat loss from a newtonian animal.  
J. Theoretical Biology 33 (1971), 35
- 8) Wenger, C.B.: Heat of evaporation of sweat: thermodynamic  
considerations. J. Appl. Physiology 32 (1972), 456
- 9) Monteith, J.L.: Latent heat of vaporization in thermal  
physiology. Nature - New Biology 236 (1972), 96
- 10) Strunk, Th.H.: Perspectives on linear heat transfer.  
Science 181 (1973), 184
- 11) Molnar, G.W. and Rosenbaum, J.: Surface temperature measure-  
ments with thermocouples. In Herzfeld, Ch.M., Tem-  
perature its measurement and control in science  
and industry, part 3, biology and medicine, edited  
by James D. Hardy, Reinhold Publishing Corp.,  
New York (1962) S. 1

- 12) Colin, J. and Houdas, Y.: Experimental determination of coefficient of heat exchanges by convection of human body. *J. Appl. Physiology* 22 (1967), 31
- 13) Houdas, Y., Colin, J., Timbal, J., Boutelier, C. and Guleu, J.-D.: Skin temperatures in warm environments and control of sweat evaporation. *J. Appl. Physiology* 33 (1972), 99
- 14) Watmough, D.J. and Oliver, R.: The emission of infrared radiation from human skin - implications for clinical thermography. *Br. J. Radiol.* 42 (1969), 411
- 15) Steketee, J.: Spectral emissivity of skin and pericardium. *Phys. Med. Biol.* 18 (1973), 686
- 16) Burton, A.C.. *J. Nutrit.* 7 (1934) 497
- 17) Burton, A.C. and Bazett, H.C.. *Amer. J. Physiol.* 117 (1936) 36
- 18) Gröber, Erk und Grigull: *Grundgesetze der Wärmeübertragung*, 3. Aufl. Berlin-Göttingen-Heidelberg (1955)
- 19) Thron, H.L.: Der Temperaturgradient in der menschlichen Gesichtshaut bei Einwirkung verschiedener Umgebungstemperaturen. *Pflügers Archiv* 263 (1956), 109
- 20) Kohlrausch, F.: *Praktische Physik*. Band 3, B.G. Teubner Verlagsgesellschaft, Stuttgart (1968)
- 21) Cobet, R. und Bramigk, F.: Über Messung der Wärmestrahlung der menschlichen Haut und ihre klinische Bedeutung. *Deutsches Arch. f. klin. Med.* 144 (1924), 45
- 22) Hardy, J.D., Hammel, H.T. and Murgatroyd, D.: Spectral transmittance and reflectance of excised human skin. *J. Appl. Physiology* 9 (1956), 257
- 23) Mitchell, D., Wyndham, C.H. and Hodgson, T.: Emissivity and transmittance of excised human skin in its thermal emission wave band. *J. Appl. Physiology* 23 (1967), 390
- 24) Collins, A.J. and Ring E.F.J.: Measurement of inflammation in man and animals by radiometry. *Br. J. Pharmacology* 44 (1972), 145

- 25) Notter, G. und Melander, O.: Klinische Diagnostik mit Thermovision. Röntgen-Blätter 21 (1968), 49
- 26) Mallner, L.-E.: Thermographie - ein neues diagnostisches Hilfsmittel. Ronden 9 (1968), 99
- 27) Shapiro, P.: Infrared detector chart outlines materials and characteristics. Elektronics 42 (1969), 91
- 28) Steketee, J.: The effect of transmission on temperature measurements of human skin. Phys. Med. Biol. 5 (1973), 726
- 29) Snellen, J.W., Mitchell, D. and Wyndham, C.H.: Heat of evaporation of sweat. J. Appl. Physiology 29 (1970), 40
- 30) Shvartz, E., Saar, E. and Benor, D.: Physique and heat tolerance in hot-dry and hot-humid environments. J. Appl. Physiology 34 (1973), 799
- 31) Bergmann-Schaefer: Lehrbuch der Experimentalphysik, 8. Aufl. Walter de Gruyter & Co., Berlin (1970)
- 32) Ganong, W.F.: Medizinische Physiologie, 3. Aufl., Springer Verlag, Berlin-Heidelberg-New York (1974)
- 33) Dreyfus, M.G.: Appl. Optics 2 (1963), 1113
- 34) Ferguson, J.L.: Liquid crystals. Scientific American 211 (1964), 76
- 35) Williams, L.K.: Mesomorphic cholesterol crystals in surface temperature measurement. J. Radiologie et d'Electr. 48 (1967), 68
- 36) Gros, Ch., Gautherie, M., Bourjat, P. et Archer, F.: Les cristaux liquides en thermographie. Annales de Radiologie 13 (1970), 333
- 37) .Stolwijk, J.A.J. and Hardy, J.D.: Skin and subcutaneous temperature changes during exposure to intense thermal radiation. J. Appl. Physiology 20 (1965), 1006

- 38) Hardy, J.D., Stolwijk, J.A.J., Hammel, H.T. and Murgatroyd, D.: Skin temperature and cutaneous pain during warm water immersion. J. Appl. Physiology 20 (1965), 1014
- 39) Jones, C.H.: Physical aspects of thermography in relation to clinical techniques. Department of Physics, Institute of Cancer Research and the Breast Unit, the Royal Marsden Hospital London, England; private Mitteilung (1974)
- 40) Stolwijk, J.A.J. and Hardy, J.D.: Partitional calorimetric studies of responses of man to thermal transients. J. Appl. Physiology 21 (1966), 967
- 41) Draper, J.W. and Boag, J.W.: The calculation of skin temperature distributions in thermography. Phys. Med. Biol. 16 (1971), 201
- 42) Draper, J.W. and Boag, J.W.: Skin temperature distributions over veins and tumours. Phys. Med. Biol. 16 (1971), 645
- 43) Awbery, J.H.: Heat flow when the boundary condition is Newtons's Law. Philosophical Magazine 7 (1929), 1143
- 44) Gros, Ch., Gautherie, M. et Bourjat, P.: Conception d'une salle de thermographie medicale. J. Radiologie et d'Electr. 49 (1968), 371
- 45) Bundesgesetzblatt Teil I vom 2.7.1969 S. 709-712  
Gesetz über Einheiten im Meßwesen
- 46) Bundesgesetzblatt Teil I vom 26.6.1970 S. 981-991  
Ausführungsverordnung zum Gesetz über Einheiten im Meßwesen

Die vorliegende Arbeit ist auszugsweise bereits in folgenden Zeitschriften veröffentlicht worden:

- 1 Flesch, U.: The distribution of heat sources in the human head: A theoretical consideration. J. theor. Biol. 54 (1975), 285
- 2 Flesch, U., Wegener, O.-H., Scheffler, A. und Ernst, H.: Hautmodell für die diagnostische Thermographie zur Simulation von Hyperthermieherden unter der Haut. In Medizinische Physik in Forschung und Praxis, Ed. A. Kaul, Walter de Gruyter, Berlin-New York (1976) S. 249
- 3 Flesch, U., Wegener, O.-H., Scheffler, A. und Ernst, H.: Meßfühler zur Messung der Hautoberflächentemperatur mit Thermoelementen oder Thermistoren. In Medizinische Physik in Forschung und Praxis, Ed. A. Kaul, Walter de Gruyter, Berlin-New York (1976) S. 255
- 4 Flesch, U., Wegener, O.-H., Scheffler, A. und Ernst, H.: Thermometry of the surface of human skin. A study on a model using thermocouples, thermistors, thermovision and thermodyes. Phys. Med. Biol. 21 (1976), 422
- 5 Flesch, U. und Schoknecht, G.: Neue Methoden der Temperaturmessung. Deutsche Krankenpflegezeitschrift 30 (1977), 644
- 6 Flesch, U.: Präzisionsmeßfühler zur Messung der Oberflächentemperatur der menschlichen und tierischen Haut. Patentschrift Bundesrepublik Deutschland, DT-PS 24 14 048 (18.3.1976)
- 7 Flesch, U.: Precision temperature transducer for measuring the surface temperature of the human and animal skin. Patent of the United States of America, US 3,938,387 (Feb. 17, 1976)

## 11. Abkürzungen und Zeichen

An Abkürzungen von Einheiten sind die im Bundesgesetzblatt <sup>45,46)</sup> in Verbindung des Internationalen Einheitensystems (SI) beschrieben verwendet worden.

|           |   |                                                                                                  |
|-----------|---|--------------------------------------------------------------------------------------------------|
| a         | - | Tiefe einer Ader unter der Hautoberfläche                                                        |
| c         | - | spezifische Wärmekapazität                                                                       |
| F         | - | Oberfläche eines Körpers                                                                         |
| $\vec{F}$ | - | Flächenelement (vektorielle Größe)                                                               |
| f(...)    | - | Funktion von ...                                                                                 |
| H         | - | Isotherme der Hautoberfläche unmittelbar überm Schlauch                                          |
| h         | - | Abkürzung $h = 4 \sigma T_0^3$                                                                   |
| k         | - | Wärmeleitvermögen                                                                                |
| l         | - | Länge oder Dicke einer Schicht                                                                   |
| m         | - | Masse in einer Zeiteinheit                                                                       |
| $\vec{m}$ | - | Masse pro Zeit- und Flächeneinheit (vektorielle Größe)                                           |
| Q         | - | Wärmemenge, die in einer Zeiteinheit durch eine Fläche F hindurchtritt                           |
| $\vec{Q}$ | - | Wärmemenge, die in einer Zeiteinheit durch eine Flächeneinheit hindurchtritt (vektorielle Größe) |
| $Q^a$     | - | Wärmemenge Q (s.o.), die von der Hautoberfläche zur äußeren Umgebung abgegeben wird              |
| $Q^i$     | - | Wärmemenge Q (s.o.), die vom Körperinnern auf die Hautoberfläche auftritt                        |
| $Q_C$     | - | Wärmemenge Q (s.o.) durch Konvektion                                                             |
| $Q_L$     | - | Wärmemenge Q (s.o.) durch Wärmeleitung                                                           |
| $Q_R$     | - | Wärmemenge Q (s.o.) durch Strahlung                                                              |
| $Q_V$     | - | Wärmemenge Q (s.o.) durch Verdunsten                                                             |
| q         | - | Wärmemenge, die in einer Zeit- und Volumeneinheit erzeugt oder vernichtet wird                   |
| R         | - | Isotherme des Referenzstrahlers                                                                  |
| r         | - | radiale Koordinate des Zylinders oder der Kugel                                                  |
| T         | - | absolute Temperatur                                                                              |
| $T_0$     | - | Nullpunkt der Temperaturmessungen                                                                |
| u         | - | Abkürzung $u = \frac{1}{k}$                                                                      |
| V         | - | Volumen eines Körpers                                                                            |
| v         | - | Volumenelement                                                                                   |
| y         | - | Abstand von der Projektionslinie der Ader auf die Hautoberfläche                                 |





Die vorliegende Arbeit wurde in der Zeit von März 1972 bis April 1974 in der Klinik für Radiologie, Nuklearmedizin und Physikalischer Therapie im Klinikum Steglitz der Freien Universität Berlin Abteilung Strahlentherapie angefertigt.

Herrn Prof. Dr. med. H. Ernst danke ich für die Betreuung, Unterstützung und Anregungen, Herrn Dipl.-Ing. A. Scheffler für die tägliche Zusammenarbeit und Fürsorge, Herrn Prof. Dr. med. H.-L. Thron für den Einblick in seine Arbeiten, die Literaturhinweise und damit verbundene Diskussionen und Herrn Dr. med. O.-H. Wegener für die wertvollen Beiträge und Gespräche zur Lösung der Probleme, die mit dieser Arbeit verbunden waren.

Zu besonderem Dank bin ich verpflichtet den Mitarbeitern der Werkstätten, insbesondere dem Leiter der technischen Werkstatt Herrn Schwarz, der Beschaffungsstelle, der Laboratorien und der Abteilung Strahlentherapie, die ein über das übliche Maß hinausgehendes Entgegenkommen zeigten und hilfreich für eine schnelle Lösung bei vielen Schwierigkeiten sorgten.

Mein Dank gilt auch Herrn M. Johné für die zur Verfügung gestellten Apparate und Unterlagen. Für die leihweise Überlassung eines Temperierbades danke ich Frau Hagitte, für die Übersendung der Thermofolie Herrn Dipl.-Kauf. F. Jennen von den Troponwerken, ferner dem Institut für Pathologie und dem Vieh- und Schlachthof Spandau von Berlin.

Die Zulassung zum Promotionsverfahren konnte erst nach Abschluß des Medizinstudiums am 17.8.1976 beantragt werden. Die inzwischen bekanntgewordenen neuen Arbeiten können den bis dahin erfolgten eigenen Veröffentlichungen entnommen werden (vgl.S.93).



## Lebenslauf

Am 3. August 1943 wurde ich als Sohn des Regierungsrats Gerhard Flesch und seiner Ehefrau Ursula geb. Richter mit meinem Zwillingsbruder Tilo in Berlin geboren. Durch die Kriegsereignisse verloren wir den Vater. Meine Schulausbildung erhielt ich an Schulen in Berlin, und die Reifeprüfung bestand ich am 13.2.1963 an der Walther-Rathenau-Schule in Berlin-Wilmersdorf im mathematisch-naturwissenschaftlichen Zug.

Danach war ich bei Siemens und Halske in der Praktikantenausbildung. Im Wintersemester 1963/64 begann ich an der Technischen Universität Berlin das Studium der Physik. Nach dem Vorexamen im März 1966 studierte ich neben Festkörperphysik Mathematik, Hochfrequenztechnik und Mineralogie. Seit dem 19.2.1970 bin ich mit Frau Heidrun geb. Paepcke verheiratet. Mit einer Arbeit über den Vergleich der kantennahen Spektren von  $A_{II}B_{VI}$ -Kristallen mit kubischer und hexagonaler Modifikation angefertigt im Institut für Elektronenmikroskopie am Fritz-Haber-Institut der Max-Planck-Gesellschaft in Berlin schloß ich am 31.7.1970 mein Studium der Physik mit der Diplomprüfung ab.

Danach arbeitete ich an der Bundesanstalt für Materialprüfung auf dem Gebiet der Meß- und Regeltechnik an einer Reaktorbehälterinstrumentierung als wissenschaftlicher Angestellter. Nach der Zulassung zum Studium der Humanmedizin zum Sommersemester 1971 war ich nebenberuflich als Lehrer an Gymnasien in Berlin tätig. Die ärztliche Vorprüfung bestand ich im März 1973. Vom März 1972 bis Ende 1974 war ich als Doktorand in der Klinik für Radiologie, Nuklearmedizin und Physikalische Therapie im Klinikum Steglitz der Freien Universität Berlin unter der Leitung von Herrn Prof. Dr. Ernst auf dem Gebiet der Thermographie tätig. Ab Frühjahr 1975 erhielt ich vorwiegend für das Gebiet der Ultraschallmeßtechnik mehrere Forschungsaufträge von der Bundesrepublik Deutschland vertreten durch den Präsidenten des Bundesgesundheitsamtes. Die ärztliche Prüfung bestand ich am 17.8.1976, und am 1.9.1977 wurde mir nach der Medizinalassistentenzeit die Approbation als Arzt erteilt.





